



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**DESEMPENHO MECÂNICO DE RESINAS FLUIDAS INDICADAS
NA CIMENTAÇÃO ADESIVA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS –
ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO***

Trabalho submetido por

Marta Pecegueiro de Oliveira Pinto

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2018



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**DESEMPENHO MECÂNICO DE RESINAS FLUIDAS INDICADAS
NA CIMENTAÇÃO ADESIVA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS –
ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO***

Trabalho submetido por

Marta Pecegueiro de Oliveira Pinto

para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Associado Paulo Maurício

e coorientado por

Prof. Auxiliar Francisco Martins

Mestre Joana Pereira

Prof. Associada Amélia Almeida

outubro de 2018

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Paulo Maurício, pela confiança, apoio e entusiasmo.

À Professora Joana Pereira e ao Professor Francisco Martins pelo apoio, motivação e paciência, sem eles não teria sido possível.

À Professora Amélia Almeida e Professora Fátima Reis pela colaboração, disponibilidade e por terem acolhido esta “melga” sem nenhuma obrigação.

Ao Prof. Doutor Mário Polido, pela disponibilização do laboratório de biomateriais.

À minha mãe, pai e irmã por acreditarem em mim e estarem lá em todos os momentos, em especial à minha mãe, que sem a ajuda dela o projeto não era possível.

À minha madrinha, que apesar de estar longe fisicamente, está sempre perto e me ajuda a ser uma pessoa melhor.

À minha tia Nela que sente necessidade de ajudar sempre que pode toda a gente e me fez crescer a nível pessoal e profissional, pela partilha de conhecimento e amizade.

Ao António Delgado e à Carlota Velasco por me aturarem há quase duas décadas e serem como irmãos para mim, o meu percurso de vida pessoal e académica tornou-se muito mais fácil e entusiasmante ao vosso lado.

À Inês Correia por me aturar nas minhas crises de drama, pelas quartas-feiras à tarde na clínica e estes dois últimos anos como amiga e colega.

Às minhas queridas amigas Margarida Lino, Luísa Fonseca, Marta Oliveira e Ariana Gomes, por serem as “minhas pessoas do costume” com quem eu sei que posso contar sempre.

Por fim, gostaria de agradecer ao Instituto Superior Técnico de Lisboa, pela colaboração e ao nosso Instituto Universitário Egas Moniz por estes longos cinco anos, que passaram a correr.

RESUMO

Objectivo: Análise comparativa das propriedades mecânicas, resistência à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade (E), entre resinas *flowable* e três materiais utilizados em cimentação adesiva.

Materias e métodos: Foram obtidas um total de 30 amostras de três resinas *flowable* com conteúdo em carga diferente (G-Aenial™ Universal Flo, Tetric EvoFlow® e Admira Fusion Flow), e três materiais utilizados em cimentação adesiva (o Multilink® Automix, o Relyx™ *veneer* e o Z100™) a partir de um molde de aço inoxidável. Foram constituídos seis grupos de estudo, cada um formado por 5 amostras (n=5) de cada material utilizado. Antes de serem levados para o local de ensaio, foram armazenadas em água, numa estufa a 37°C, durante um período de 24h. Foi determinada a resistência à flexão (σ_f) e o módulo de elasticidade (E) através de um teste de flexão em 3 pontos, a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados obtidos foram inseridos no programa *Microsoft Excel*, versão do Office 365, de modo a aplicar as fórmulas da resistência à flexão e do módulo de elasticidade. Os dados foram posteriormente analisados com recurso ao Software SPSS (versão 20.0 para o *Mac*), tendo sido realizado um teste *one-way* ANOVA e testes *post hoc* para um intervalo de confiança a 95%.

Resultados: Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na resistência à flexão entre três grupos (Multilink® Automix *vs* Relyx™ *veneer*; Multilink® Automix *vs* Tetric EvoFlow® e Multilink® Automix *vs* Admira Fusion Flow). O material com maior resistência à flexão (σ_f) foi o Multilink® e com maior módulo de elasticidade (E) foi o Z100™, o material com maior conteúdo em carga inorgânica.

Conclusão: As resinas *flowable* não apresentam um desempenho mecânico semelhante aos outros materiais utilizados.

Palavras-chave: resinas compostas *flowable*; agentes de cimentação adesiva; resistência à flexão; módulo de elasticidade;

ABSTRACT

Objectives: Comparative analysis of mechanical properties, flexural strength (σ_f) and modulus of elasticity (E), between flowable resins and three materials used in adhesive cementation.

Materials and methods: A total of 30 samples of three flowable resins with different volume of filler content (G-Aenial™ Universal Flo, Tetric EvoFlow® and Admira Fusion Flow), and three materials used in adhesive cementation (Multilink® Automix, Relyx™ veneer and Z100™) from a stainless steel mold. Six study groups were formed, each material used. Before being taken to the test site, they were stored in water in a incubator at 37°C for a period of 24 hours. The flexural strength (σ) and modulus of elasticity (E) were determined by a 3-point bending test at a speed of 1 mm/min. The results were inserted in the program Microsoft Excel, version of Office 365, in order to apply the formulas of flexural strength and modulus of elasticity. Data were later analyzed using SPSS Software (version 20.0 for the Mac), and one-way ANOVA and post hoc tests were performed for a 95% confidence interval.

Results: There were statistically significant differences in flexural strength between three groups (Multilink® Automix vs Relyx™ veneer; Multilink® Automix vs Tetric EvoFlow® and Multilink® Automix vs Admira Fusion Flow). The material with the highest flexural strength (σ_f) it was Multilink® Automix and the highest elastic modulus it was Z100™, which corresponds to the material with the highest filler content.

Conclusion: Flowable resins do not exhibit mechanical performance similar to other materials used.

Keywords: Flowable resin composites; resin luting agents; flexural strength; elastic modulus.

Índice

I.	INTRODUÇÃO.....	13
1.	Biomateriais dentários	13
1.1.	Materiais e técnicas restauradoras	13
1.1.1.	Cerâmicas como materiais restauradores indiretos	14
1.1.1.1.	Aplicabilidade clínica	14
1.1.1.2.	Longevidade e taxas de sucesso	14
1.1.2.	Outros materiais aplicados em restaurações indiretas	15
1.2.	Propriedades relevantes dos biomateriais.....	16
1.2.1.	Propriedades mecânicas.....	16
1.2.1.1.	Resistência, módulo de elasticidade e tensão de flexão	16
2.	Resinas compostas.....	19
2.1.	Composição e Classificação	19
2.2.	Propriedades mecânicas.....	21
2.3.	Tipos de Resinas Compostas	22
2.3.1.	Resinas packable.....	22
2.3.2.	Resinas <i>flowable</i> (fluidas)	23
2.3.2.1.	Composição e Propriedades mecânicas	23
2.3.2.2.	Aplicabilidade clínica	24
3.	Cimentação de restaurações indiretas cerâmicas	25
3.1.	Cimentação convencional Vs Cimentação adesiva	25
3.2.	Preparação do substrato	26
3.3.	Preparação da peça cerâmica	27
3.4.	Agentes de cimentação adesiva	27
3.4.1.	Cimentos de resina	27
3.4.2.	Resinas pré-aquecidas.....	29
3.4.3.	Resinas pré-aquecidas vs resinas <i>flowable</i> vs cimentos de resina	30

3.4.4.	Efeito do agente de cimentação na restauração cerâmica.....	30
4.	Teste de Resistência à fratura	31
4.1.	Teste de flexão em 3 pontos – ISO 4049	31
II.	OBJETIVOS	33
III.	HIPÓTESES DE ESTUDO	35
IV.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
1.	Tipo de estudo	37
2.	Materiais utilizados no estudo	37
3.	Metodologia.....	38
3.1.	Determinação das propriedades mecânicas dos agentes de cimentação.....	38
3.1.1.	Construção de um molde	38
3.1.2.	Preparação das amostras	39
3.1.3.	Ensaio de flexão em 3 pontos	40
4.	Análise Estatística	41
V.	RESULTADOS	43
VI.	DISCUSSÃO	47
VII.	CONCLUSÃO.....	55
1.	Relevância clínica.....	55
2.	Perspetivas Futuras	55
VIII.	BIBLIOGRAFIA	57
IX.	ANEXOS	

Índice de Figuras

Figura 1 – A. Esquema <i>stress-strain</i> para materiais dúcteis e frágeis: Y Limite de proporcionalidade; U Força máxima suportada; F Fratura. B. Deformação elástica linear e módulo de elasticidade como propriedade material-dependente. Adaptado de Callister & Rethwisch (2010)	17
Figura 2 – Situações clínicas onde os materiais dentários estão sujeitos à fratura pela dobragem do mesmo, reflexo da tensão de flexão: A. Quando um objeto é mordido com os dentes anteriores, por exemplo, comer maçã às dentadas. B. PPF de três elementos, onde o stress de tensão se desenvolve na zona cervical; C. PPF de 2 elementos em <i>cantiléver</i> , a tensão de tração desenvolve-se na zona oclusal. Adaptado de Anusavice et al., (2013)	18
Figura 3 – A. Resinas Macro particuladas; B. Micro particuladas; C. Híbridas; D. Nano particuladas (Ferracane, 2011)	20
Figura 4 – Composição das resinas baseadas na tecnologia ORMOCER® Lehausen et al., Hannover Medical School, report to VOCO, 2015.....	22
Figura 5 – Aplicabilidade clínica das resinas compostas <i>flowable</i> . Adaptado de Baroudi, (2015)	24
Figura 6 – A. Esquema representativo do teste de flexão em três pontos para posterior determinação da resistência à flexão (σ_f); B. respetiva legenda. Adaptado de N. Ilie et al. (2017) e de Spazzin et al., (2016)	31
Figura 7 – Cimentos e outros materiais aplicados na cimentação adesiva de restaurações indiretas avaliados. A. Relyx™ Veener; B. Multilink® Automix; C. Tetric EvoFlow®; D. G-Aenial™ Universal Flo; E. Tetric EvoFlow®; F. Z100™.....	38
Figura 8 – A. <i>Design</i> padrão de modelo para confecção de amostras. (ISO 4049: 2000(E)); B. Molde de aço inoxidável para confecção de amostras e amostra com dimensões de 25x2x2mm.....	39

Figura 9 – **A.** Estufa (Mettler INE 400; Mettler, Germany) a 37°; **B.** Estufa portátil com termóstato a 37°C.....40

Figura 10 – **A.** Máquina de Testes Universal modelo 3369, Instron, Canton, MA,USA; **B.** *Set up* com o *jig* para o teste de flexão em três pontos e amostra preparada para o ensaio.....40

Índice de Tabelas

Tabela 1- Materiais de cimentação adesiva avaliados, composição, conteúdo em carga e tamanho de partículas.....	37
Tabela 2- Materiais utilizados e respectivos fabricantes.....	38
Tabela 3 - teste de homogeneidade de variâncias <i>Levene</i>	43
Tabelas 4 -teste de ANOVA para a Resistência à flexão (σ_f)	43
Tabela 5 - teste de ANOVA de <i>Welch</i> para o Módulo de elasticidade (E)	43

Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Resistência à flexão (σ_f): médias (MPa) e desvio-padrão dos 6 grupos de estudo.....	44
Gráfico 2 - Módulo de elasticidade (E): médias (Gpa) e desvio-padrão dos 6 grupos de estudo.....	44
Gráfico 3 - Resistência à flexão (σ_f): comparação de intervalo de confiança a 95%.....	45
Gráfico 4 - Módulo de elasticidade (E): comparação de intervalos de confiança a 95%.....	45

Lista de Siglas

σ_F – Resistência à flexão

E – Módulo de elasticidade

Bis-EMA – etoxilato bisfenol-A-dimetacrilato

Bis-GMA - Bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

Dp – desvio-padrão

GPa – Gigapascais

GPDM – glicerol fosfato dimetacrilato

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

ORMOCER - Oligómeros cerâmicos organicamente modificados

IDS – Immediate Dentin Sealing (Selamento Imediato de Dentina)

M -média

10-MDP – 10 - metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato

MTS – (Trimetoxisilil) propil metacrilato

mm/min – milímetro por minuto

MPa – MegaPascais

N - Newton

nm – nanómetro

Si – sílica

TEGDMA - trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

μm – micrómetro

I. INTRODUÇÃO

1. Biomateriais dentários

Atualmente, a definição mais aceita para biomateriais é dada pela *American National Institute of Health* como sendo “qualquer substância ou combinação de substâncias, que não drogas, de origem sintética ou natural, que pode ser usada em qualquer período de tempo, que aumenta, ou substitui, quer parcialmente, quer totalmente, qualquer tecido, órgão ou função do corpo, com o objetivo de manter, ou melhorar a qualidade de vida de um indivíduo”. Os biomateriais restauradores dentários têm como função primária recuperar a forma e função dos dentes destruídos ou ausentes e devem seguir requisitos como: ser biocompatível, não ser tóxico, irritante ou corrosivo, além de fáceis de utilizar (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013 ; Bergmann & Stumpf, 2013).

Os biomateriais são usados na medicina dentária em procedimentos de reabilitação oral tais como, restaurações dentárias, implantes, endodontias, em tratamentos ortodônticos (arames, brackets, bandas elásticas, etc.), em intervenções cirúrgicas (não incluindo os instrumentos cirúrgicos), entre outros (Bergmann & Stumpf, 2013).

1.1. Materiais e técnicas restauradoras

Na área da medicina dentária, os grupos de materiais atualmente mais usados são: ligas metálicas, cerâmicas, polímeros e compósitos (Anusavice et al., 2013; Bergmann & Stumpf, 2013).

As técnicas restauradoras podem ser diretas ou indiretas, sendo que para cada uma delas existem indicações e contraindicações, tal como, vantagens e desvantagens. (Vagropoulou, Klifopoulou, Vlahou, Hirayama, & Michalakakis, 2018). Nas restaurações diretas, tal como o nome sugere, o material de restauração é colocado diretamente na cavidade previamente preparada. Tem como vantagens ser realizada numa só consulta, maior preservação de estrutura dentária e ser uma técnica mais barata em comparação com as técnicas indiretas. As técnicas indiretas implicam a confecção da restauração fora da cavidade oral, a partir de uma impressão do dente a ser restaurado, já preparado numa primeira consulta. Estas técnicas, apesar de mais caras e de serem necessárias, pelo menos, duas consultas, contornam algumas desvantagens das restaurações diretas.

De acordo com Buonocore & Hickel (2004), as restaurações indiretas apresentam valores de insucesso clínico anual menores do que as restaurações diretas, o que sugere que a melhoria das propriedades mecânicas influencia a *performance* clínica da restauração (Buonocore & Hickel, 2004).

Existem vários tipos de restaurações indiretas, sendo estas totais, quando a destruição da estrutura dentária cobre mais de 50% do dente, que é o caso das coroas ou pontes; ou parciais, tais como as facetas, *inlays* (não inclui cúspides), *onlays* (inclui pelo menos uma cúspide), ou *overlays* (envolvimento de todas as cúspides). (Morimoto, Rebello de Sampaio, Braga, Sesma, & Özcan, 2016)

1.1.1. Cerâmicas como materiais restauradores indiretos

1.1.1.1. Aplicabilidade clínica

Nos dias de hoje, as cerâmicas são utilizadas em larga escala como materiais restauradores indiretos na medicina dentária. São utilizadas como coroas totais unitárias e prótese fixa de múltiplas unidades. As próteses fixas metalo-cerâmicas ainda são utilizadas amiúde, no entanto, devido à técnica de estratificação de cerâmica de revestimento sobre a infra-estrutura metálica, o lascar da cerâmica permanece uma complicação frequente. Para além disto, as exigências estéticas são cada vez maiores e, como tal, foram desenvolvidos sistemas monolíticos de cerâmica de alta resistência, como a zirconia (Silva et al., 2017).

As cerâmicas também podem ser aplicadas como *overlays*, *inlays*, ou *onlays* e constituem o material de eleição para reabilitação do sector anterior da arcada com facetas, devido às suas excelentes propriedades estéticas (Bergmann & Stumpf, 2013; Taguchi et al., 2018).

1.1.1.2. Longevidade e taxas de sucesso

Segundo Gresnigt et al. (2017), as principais causas de insucesso clínico das restaurações cerâmicas são as fraturas e os defeitos marginais, cerca de 5,6 a 11% e 12 a 20%, respetivamente.

A longevidade das restaurações dentárias é influenciada por vários parâmetros, tais como: o material (composição da cerâmica e tipo de restauração), o doente, a posição do

dente na arcada e o médico dentista que as realiza (Buonocore & Hickel, 2004; Vagropoulou, Klifopoulou, Vlahou, Hirayama, & Michalakis, 2018).

Segundo Gresnigt et al. (2017), baseados em estudos clínicos atuais da literatura, as facetas feldspáticas possuem elevadas taxas de sucesso, sendo que, durante um período de *follow up* de 10 a 21 anos apresentaram valores entre 82 a 96%. A corroborar estes valores, uma revisão sistemática e meta análise concluiu que a taxa de sobrevivência estimada para as facetas feldspáticas e cerâmicas vítreas variou entre 92 e 95% para 5,811 restaurações em 5anos (Vagropoulou et al., 2018).

Á semelhança dos altos valores de taxa de sucesso das facetas feldspáticas, de acordo com Brignardello-Petersen (2017), os *inlays*, *onlays* e *overlays* de cerâmica também possuem elevadas taxas de sucesso e poucas complicações. Num estudo retrospectivo, verificou-se que a taxa de sucesso de *inlays* e *onlays* de cerâmica reforçada com leucite, num período de 9.6 anos, chegou a 96.7%. Relativamente a restaurações monolíticas, de acordo com um ensaio clínico e um estudo retrospectivo, a taxa de sucesso alcança 96.6% e 100%, respetivamente. Sendo estes valores três vezes maiores em relação às restaurações totalmente cerâmicas estratificadas (Vagropoulou et al., 2018).

1.1.2. Outros materiais aplicados em restaurações indiretas

As resinas compostas começaram por ser aplicadas como materiais de restauração diretos, no entanto estas além de possuírem baixa resistência ao desgaste, também sofrem contração de polimerização, associada a microinfiltração e, conseqüentemente, cárie e/ou insucesso da restauração. As restaurações indiretas de resina composta surgiram no sentido de contornar as desvantagens anteriormente mencionadas, sendo o problema da contração de polimerização limitada a uma pequena camada de resina composta usada na cimentação. Além disto permitem uma melhor adaptação e selamento marginal, melhores propriedades físicas e mecânicas, oclusão morfológica ideal e maior facilidade em restaurar os pontos de contacto (Angeletaki et al., 2016).

Mais recentemente surgiu um grupo de cerâmica que se afasta um pouco da definição inicial desta classe de materiais, que são as cerâmicas com matriz de resina. Estas são constituídas principalmente por vidros ou partículas de óxidos cerâmicos embebidos numa matriz de resina (em menor quantidade), ou podem ser compostas com base na tecnologia das cerâmicas infiltradas (In-Ceram System, Vita, Bad Sachingen, Germany), ou seja, formadas por um esqueleto de cerâmica infiltrada por polímeros

(PICN's). O Vita Enamic (Vident) e a Lava ultimate (3M ESPE) são exemplos comerciais deste grupo de material restaurador, que representa um grande potencial, quer pelas suas propriedades óticas e mecânicas (pontos de fusão mais baixos e alta elasticidade), quer pela sua fácil confeção (*user friendly*) com recurso aos sistemas CAD CAM e pelo seu fácil ajuste clínico (Siva et al. 2017; Lawson & Burgess, 2014).

1.2. Propriedades relevantes dos biomateriais

1.2.1. Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas são definidas pelas leis da mecânica, ou seja, a física relacionada com forças que atuam num corpo e o movimento resultante, a forma como ele resiste a essa força externa (stress/tensão interna) e a deformação que experiencia. Estas propriedades representam medidas de deformação elástica/reversível (por exemplo módulo de elasticidade), e/ou deformação plástica/irreversível de sólidos, quando submetidos a uma ou mais forças externas (Anusavice et al., 2013).

Na cavidade oral, os dentes estão sujeitos a vários tipos e intensidades de forças, resultantes da mastigação. Como tal, os materiais restauradores aplicados neste ambiente devem possuir características que resistam a estas forças, sem serem deformados ou fraturados, de forma a não ser comprometida a restauração a longo prazo. Por este motivo, as propriedades mecânicas dos materiais utilizados na medicina dentária têm extrema importância na aplicabilidade clínica (N. Ilie et al., 2017).

1.2.1.1. Resistência, módulo de elasticidade e tensão de flexão

A resistência de um material pode ser definida como o valor médio de tensão a partir do qual o material passa a apresentar deformação irreversível (deformação plástica), ou a partir do qual ocorre deformação localizada conduzindo a fratura (tensão máxima suportada). Para tensões inferiores os materiais funcionam, em geral, num regime de proporcionalidade direta entre a tensão aplicada e a deformação sofrida (comportamento elástico). Neste regime, a constante de proporcionalidade entre a tensão e a deformação é designada módulo de elasticidade (E). Este parâmetro mede a resistência que o material oferece à deformação elástica e é frequentemente utilizado como medida da rigidez de um material. Um material mais rígido possui maior o módulo de elasticidade, ou seja, menor será a deformação elástica provocada por uma

dada tensão aplicada. O módulo de elasticidade é uma propriedade intrínseca do material cuja magnitude é determinada pelas forças de ligação entre os átomos, sendo uma medida da resistência à separação de átomos adjacentes na estrutura do material. Apesar disto, o módulo de elasticidade varia com a temperatura e com a introdução de elementos de liga que alterem a composição e a estrutura do material (Callister & Rethwisch, 2010).

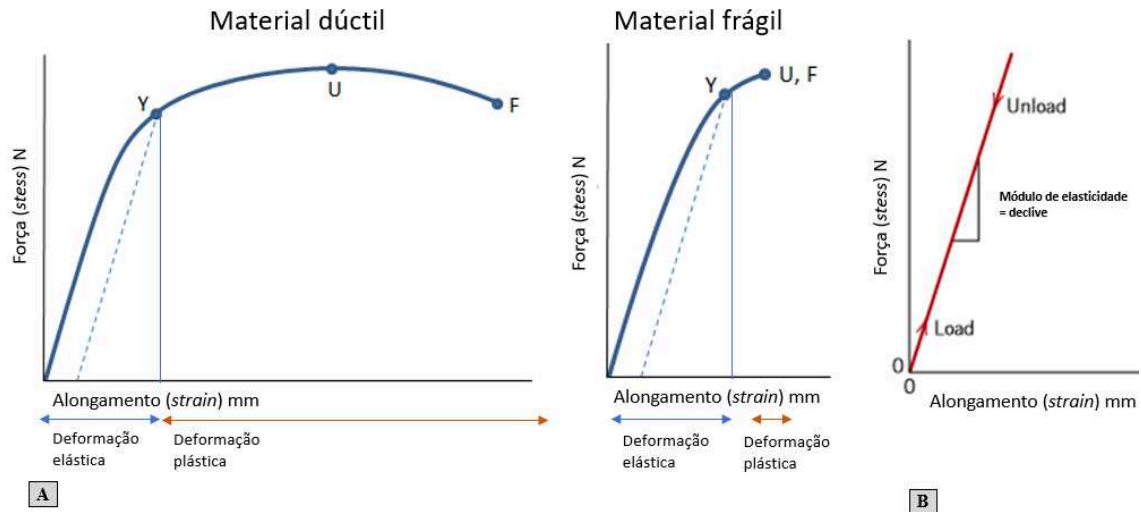


Figura 1 – A. Esquema *stress-strain* para materiais dúcteis e frágeis: Y Limite de proporcionalidade; U Força máxima suportada; F Fratura. B. Deformação elástica linear e módulo de elasticidade como propriedade material-dependente. Adaptado de Callister & Rethwisch (2010).

Os esforços de tração, de compressão e de corte resultam em distribuições simples de tensões e deformações nos materiais. No entanto, esforços de torção ou de dobragem/flexão causam padrões de distribuição de tensões e deformações mais complexos (mistos). É o caso dos esforços de flexão que desencadeiam tensões complexas compostas por tensões simples de tração e compressão em diferentes regiões do provete. Este fenómeno acontece em situações clínicas como as representadas na figura 2 (Anusavice et al., 2013).

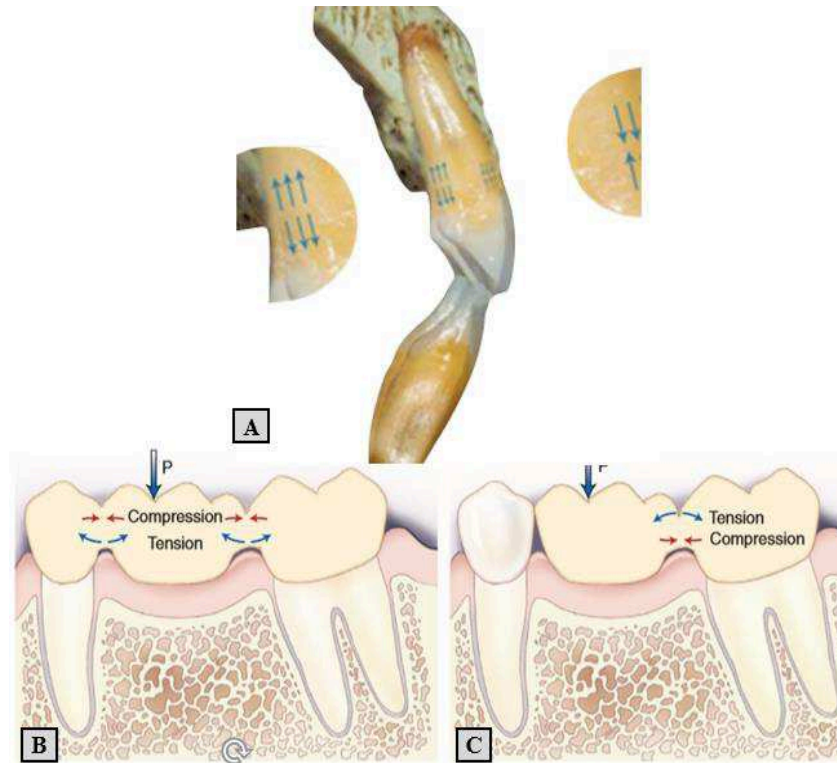


Figura 2 – Situações clínicas onde os materiais dentários estão sujeitos à fratura pela dobragem do mesmo, reflexo da tensão de flexão: **A.** Quando um objeto é mordido com os dentes anteriores, por exemplo, comer maçã às dentadas. **B.** PPF de três elementos, onde o stress de tensão se desenvolve na zona cervical; **C.** PPF de 2 elementos em *cantiléver*, a tensão de tração desenvolve-se na zona oclusal. Adaptado de Anusavice et al., (2013).

2. Resinas compostas

2.1. Composição e Classificação

O estado de arte da composição dos compósitos dentários tem-se alterado a uma grande velocidade nos últimos anos. Os compósitos dentários podem ser distinguidos pela sua formulação diferenciada, associada ao seu particular objetivo clínico, como sendo materiais restauradores, selantes, cimentos, materiais provisórios, entre outros. No entanto, todos estes materiais apesar de terem funções e composições diferentes, partilham uma base comum constituída por três componentes principais: uma matriz resinosa polimérica cruzada, tipicamente constituída por dimetacrilatos como o bis-GMA, e reforçada pela dispersão de partículas de carga de vidros, sílica e óxidos metálicos que são unidos à matriz através de agentes de ligação silânicos (Ferracane, 2011; Anusavice, Shen & Rawls, 2013).

As resinas compostas além destes três componentes, incorporam ainda um sistema activador-iniciador da polimerização e podem ainda incluir pigmentos, absorventes ultravioleta e outros elementos para mimetizar a estética do dente, melhorar a estabilidade da cor e controlar o tempo de trabalho das resinas (Ferracane, 2011).

Embora tenha havido uma tentativa de desenvolvimento dos sistemas de promoção de polimerização, segundo Ferracane (2011), a maioria das resinas compostas é fotopolimerizável, activada pela luz, ou de dupla polimerização, na qual os monómeros de metacrilato da matriz polimerizam pela ação de radicais livres gerados através de ativação química e de um gatilho energético externo, a luz. Segundo o autor, o sistema de fotoiniciação mais comum é constituído pela molécula fotossensível canforoquinona, acelerada por uma amina terciária, no entanto existem algumas formulações comerciais que têm incluído outras moléculas fotoiniciadoras, como a PPD entre outras que são menos amarelas que as CQ e aparentam conferir à resina composta melhor estabilidade de cor.

Um sistema útil de classificação de compósitos baseia-se no tamanho da partícula de carga e na sua distribuição pela matriz (Ritter, Boushell, & Walter, 2018).

As primeiras resinas eram constituídas por partículas de carga com dimensões entre 10 a 50 µm, estas macro partículas eram bastante fortes, no entanto de difícil polimento e impossíveis de manter a superfície lisa e, por isso, suscetíveis a desintegração superficial e instabilidade de cor. As resinas “micro” particuladas (40 a 50 nm) surgiram na tentativa de preencher as lacunas das anteriores, mas sem sucesso, uma vez que apesar de poderem

ser polidas e manterem uma superfície lisa, eram fracas devido ao baixo conteúdo em carga. As resinas híbridas e as suas subclassificações (macro-, micro- e nano híbridas) tentam juntar o melhor das duas anteriores, a força das macro partículas, e a superfície lisa e possibilidade de polimento conferida pelas micropartículas. Qualquer resina com carga de diferentes formas (alongadas, esferoidais, etc.), ou de duas ou mais dimensões pode ser considerada híbrida, contudo, tipicamente são constituídas por partículas de 1 a 10µm, mas contendo uma porção de “micro” partículas de 40nm. Alguns estudos demonstraram que as micro-híbridas e as nano-híbridas (maior porção de partículas à escala nanométrica e com PPRF- Preenchimentos de resina pré polimerizados) têm propriedades de força e modulo de flexão muito semelhantes (Ferracane,2011).

Os materiais nano híbridos e de nanopartículas representam o estado de arte em termos de formulação de carga, contudo estudos de análise elementar e de microscopia eletrônica têm sido realizados com o intuito de observar as diferenças significativas na composição de diferentes compósitos em termos de tamanho e forma de carga.

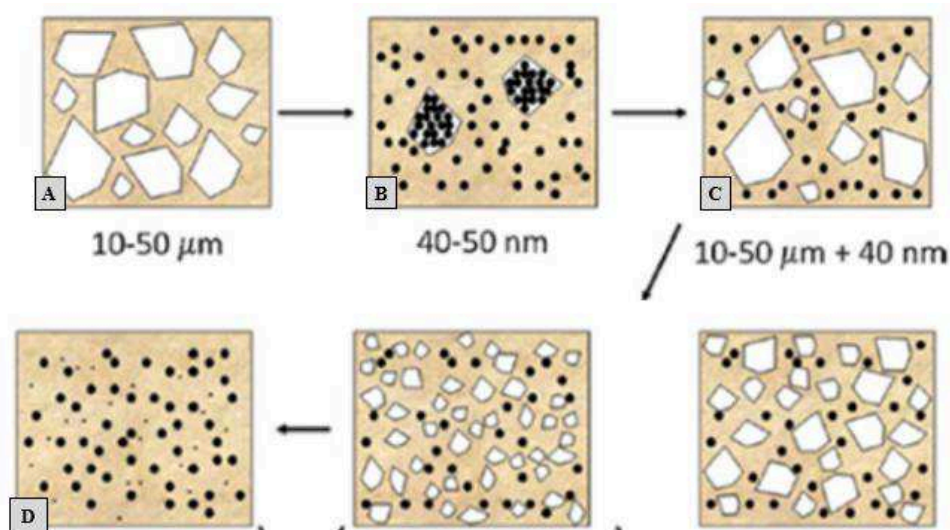


Figura 3 – A. Resinas Macro particuladas; B. Micro particuladas; C. Híbridas; D. Nano particuladas (Ferracane, 2011)

Segundo Zimmerli B., Strub M., Jeger F., Stadler O., Lussi A. (2010), as resinas também podem ser classificadas segundo a composição da sua matriz.

Os diferentes tipos de resina composta podem ainda ser distinguidos pela sua consistência e classificados quanto à sua manipulação como sendo: fluídos ou compactáveis (Anusavice et al., 2013).

Os compósitos fluidos são uma variação dos convencionais, sendo constituídos por menor percentagem de carga e, por isso, sendo menos viscosos. Estes materiais são desenhados para serem dispensados por intermédio de uma seringa aplicadora muito fina em espaços estreitos e de difícil acesso (Ritter et al., 2018).

2.2. Propriedades mecânicas

As mudanças mais significativas nos compósitos comerciais nas últimas décadas têm sido possíveis principalmente pelo desenvolvimento conseguido a nível dos sistemas de partículas de preenchimento. A carga não está apenas ligada diretamente às propriedades mecânicas das resinas como também indiretamente pois permite a redução de conteúdo em monómeros. Uma vez que atualmente existe uma grande variedade de compósitos, também as suas propriedades mecânicas são diferentes em virtude da sua composição (Anexo 2).

Ilie & Hickel, (2009) fizeram um estudo comparativo das propriedades mecânicas de 8 categorias de resinas e a influência do volume de carga nas propriedades mecânicas das mesmas. Os autores verificaram que as categorias de resinas híbridas, nano-híbridas, compactáveis e baseadas em *ormocer's* (oligómeros cerâmicos organicamente modificados) constituíram os grupos que apresentaram os valores mais elevados de força de flexão. Já as categorias de resinas como as fluídas, os compómeros, os compómeros fluídos e as microparticuladas apresentaram os valores mais baixos para as propriedades mecânicas avaliadas (Força de flexão, módulo de flexão, Força de compressão e Tensão diamétrica). Além disto, no estudo ainda foi demonstrada a influência significativa do volume de carga nas propriedades mecânicas, obtendo-se os valores máximos para o módulo e resistência à flexão em resinas com volume de carga de 60%.

O alto conteúdo de carga está associado a uma melhoria das propriedades físicas e mecânicas que determinam o desempenho clínico e a durabilidade, como resistência à compressão, resistência à tração, módulo de elasticidade e tenacidade. Assim que a quantidade de carga por volume alcança aproximadamente 70%, a resistência ao desgaste e à fratura alcançam valores semelhantes aos do dente, e por isso, aumentando o desempenho clínico e a durabilidade. O aumento de carga está ainda associado, de forma indireta, a uma diminuição da contração de polimerização, diminuição do coeficiente de contração e expansão térmica e à diminuição da absorção de água, que amolece a resina

e torna-a suscetível a desgaste abrasivo e ao aparecimento de manchas (Anusavice et al., 2013).

Comparativamente com outros materiais restauradores, as resinas apresentam valores de força de flexão, tenacidade à fratura e força de tensão semelhantes aos da porcelana e da amálgama, mas superiores aos dos ionómeros de vidro e menores do que as cerâmicas de alta resistência. Apesar disto, as resinas compostas apresentam um módulo de elasticidade significativamente menor que o das amálgamas, o que está relacionado com possíveis alterações dimensionais nas superfícies oclusais quando submetidas a altas pressões e, por isso, a formações defeituosas. Além disto, pode também estar relacionado com um aumento do efeito da abrasão provocado pelo contacto entre superfícies (Ferracane, 2011).

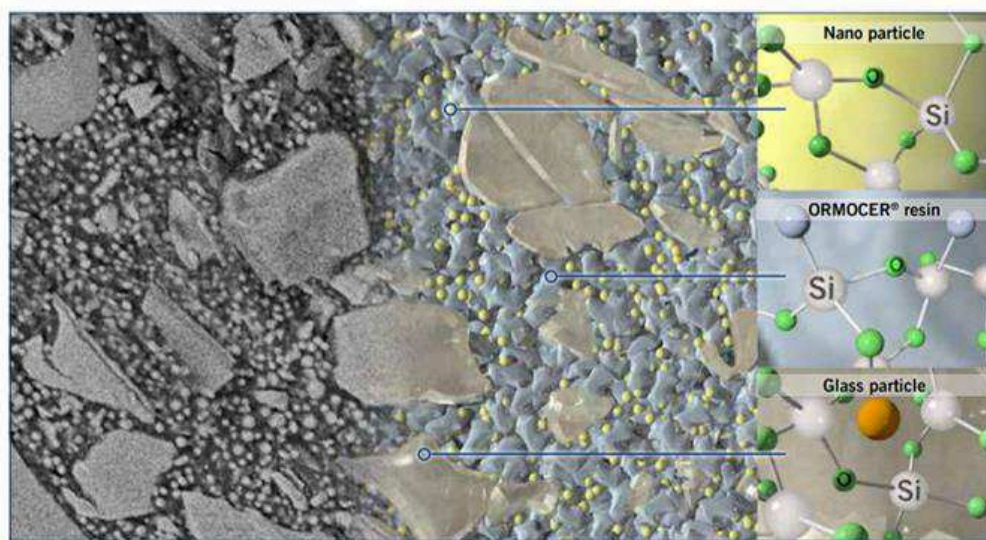


Figura 4 – Composição das resinas baseadas na tecnologia ORMOCER® Leyhausen et al., Hannover Medical School, report VOCO, 2015.

2.3. Tipos de Resinas Compostas

2.3.1. Resinas packable

Os compósitos *packable* foram desenhados para conferirem resistência significativa a um condensador de amalgama ou outros instrumento de manipulação, de forma a evitar falta de consistência vertical e ser possível a criação de contactos dentários interproximais, com auxílio de uma matriz anatómica. Estes compósitos podem alcançar a sua consistência mais espessa através da alteração de distribuição de partículas de diferentes tamanhos, ou pela incorporação de outro tipo de partículas, como fibras, mas geralmente, não pelo aumento da carga (Ferracane, 2011).

2.3.2. Resinas *flowable*

“A medicina dentária preventiva, adesiva e ultraconservadora desenvolveu-se significativamente nas últimas décadas e agora faz parte do arsenal de tratamento disponível para os profissionais. Nos últimos 15 anos, o aparecimento de compósitos de resina fluídos expandiu ainda mais a gama de opções disponíveis para os dentistas. A relativa facilidade de uso dessas resinas de baixa viscosidade, a sua capacidade de se espalhar e tomar forma em pequenas cavidades oclusais ou cervicais, bem como a sua capacidade de penetrar em falhas côncavas e fissuras explicam a razão pela qual foram adotados por vários dentistas.”

(Jager, Balthazard, Dahoun, & Mortier, 2016)

2.3.2.1. Composição e Propriedades mecânicas

As resinas fluídas foram desenvolvidas em 1996 e apresentam o mesmo tamanho de partículas de carga que os compósitos híbridos, contudo são menos viscosas, sendo constituídas por um volume de carga significativamente menor em comparação com as resinas compactáveis, cerca de 37 a 53% e 50 a 70%, respetivamente (Prieto et al., 2018).

Existem duas formas de tornar uma resina composta mais fluída. Uma delas é através da matriz orgânica, aumentando a proporção de monómeros de baixo peso molecular, como por exemplo o trietileno-glicol dimetacrilato (TEGMA), que permitem a diluição dos constituintes viscosos, tais como o bisfenol A glicidil dimetacrilato (bis-GMA). Por outro lado, estas pequenas moléculas alifáticas, de baixo peso molecular possuem elevada contração de polimerização, logo quanto maior a sua proporção, maior a contração de polimerização e, maior probabilidade de infiltração e insucesso clínico. A segunda forma consiste em reduzir a percentagem em volume de partículas de carga inorgânicas em comparação com as da matriz. Os dois métodos podem ser usados isoladamente ou em simultâneo. Estas características específicas da composição irão, portanto, influenciar a viscosidade inicial destas resinas compostas, bem como suas propriedades físicas e mecânicas, depois de foto polimerizadas (Jager et al., 2016).

Por esta razão, os compósitos de resina fluída de primeira geração tinham uma aplicabilidade limitada a áreas de pouco stress, devido às suas propriedades mecânicas pouco satisfatórias clinicamente (Baroudi, 2015).

Segundo Seeman, et al. citado por Shinkai K., Taira Y., Suzuki S., Kawashima S. e Suzuki M. (2018), as propriedades mecânicas das resinas fluídas podem ser otimizadas aumentando a concentração de partículas de carga inorgânicas e modificando o tamanho das mesmas. Como tal, a aplicação de resinas fluidas foi expandida para restaurações posteriores. As gerações recentes das resinas fluídas, como é o caso da *G-aenial Universal Flo*, possuem alto conteúdo de carga e têm sido verificadas melhorias significativas das suas propriedades mecânicas. Segundo Jang J-H., Park S-H. & Hwang I-N. (2015), a última versão de compósitos fluídos, desenvolvidos para simplificar as técnicas restauradoras, são os compósitos *bulk fill flowable*, que permitem restaurar grandes cavidades de dentes posteriores com recurso a incrementos até 4mm de profundidade. Estas resinas são constituídas por uma matriz à base de monómeros resultantes da modificação de UDMA e moduladores de polimerização de alto peso molecular que estão associado a uma diminuição da contração de polimerização.

2.3.2.2. Aplicabilidade clínica

De acordo com Baroudi K. e Rodrigues J.C. (2015), as principais indicações clínicas das resinas fluídas são: 1. Restaurações preventivas de resina (PRR's) em classes I oclusais; 2. Selantes de fossas e fissuras; 3. Como materiais de revestimento da cavidade, para melhor adaptação às paredes e diminuição da sensibilidade pós-operatória e 4. Lesões classe V não cariosas. Além destas 4 principais indicações, as resinas fluídas podem ser aplicadas em muitas outras situações clínicas, como as que estão indicadas na figura 5 (Baroudi, 2015; Sachan, Srivastava, & Ranjan, 2016).

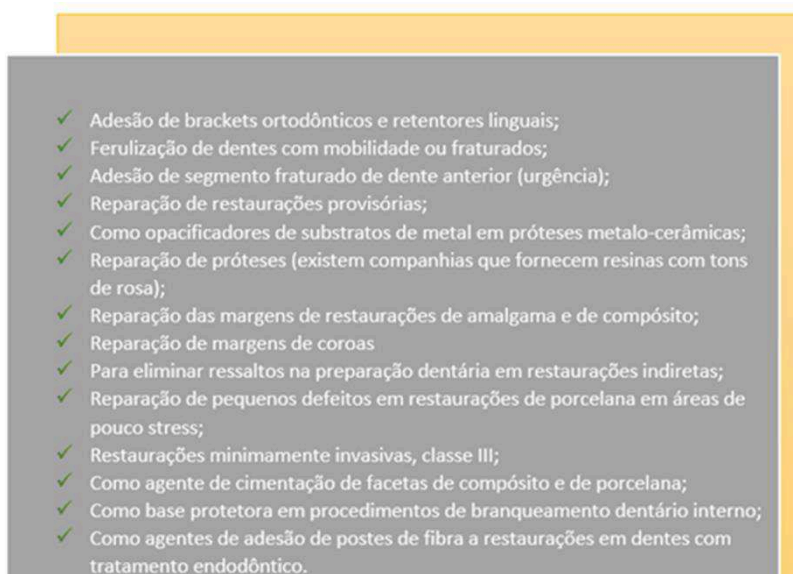
- 
- ✓ Adesão de brackets ortodônticos e retentores linguais;
 - ✓ Ferulização de dentes com mobilidade ou fraturados;
 - ✓ Adesão de segmento fraturado de dente anterior (urgência);
 - ✓ Reparação de restaurações provisórias;
 - ✓ Como opacificadores de substratos de metal em próteses metalo-cerâmicas;
 - ✓ Reparação de próteses (existem companhias que fornecem resinas com tons de rosa);
 - ✓ Reparação das margens de restaurações de amalgama e de compósito;
 - ✓ Reparação de margens de coroas
 - ✓ Para eliminar ressaltos na preparação dentária em restaurações indiretas;
 - ✓ Reparação de pequenos defeitos em restaurações de porcelana em áreas de pouco stress;
 - ✓ Restaurações minimamente invasivas, classe III;
 - ✓ Como agente de cimentação de facetas de compósito e de porcelana;
 - ✓ Como base protetora em procedimentos de branqueamento dentário interno;
 - ✓ Como agentes de adesão de postes de fibra a restaurações em dentes com tratamento endodôntico.

Figura 5 – Aplicabilidade clínica das resinas compostas *flowable*. Adaptado de Baroudi, (2015).

3. Cimentação de restaurações indiretas cerâmicas

3.1. Cimentação convencional Vs Cimentação adesiva

A cimentação é considerada imprescindível no que diz respeito à retenção, selamento marginal e durabilidade de restaurações indiretas (Stamatacos & Simon, 2013). Durante muito tempo, a retenção de restaurações indiretas dependia apenas da forma dos preparos dentários e do comportamento micromecânico do agente de cimentação nas irregularidades da restauração e do substrato, como era o caso do fosfato de zinco. Já os cimentos de ionômero de vidro e os CIV modificados por resina, apesar de estabelecerem ligação química com a estrutura dentária, segundo Anusavice et al., (2013), a sua performance clínica é semelhante à do cimento fosfato de zinco, sendo a força de adesão muito fraca. Devido à relativa solubilidade e falta de adesão às estruturas dentárias, o que limitava a sua aplicação em preparos com pouca retenção mecânica, houve uma necessidade de desenvolver os sistemas de cimentação (Beatriz & Arce, 2006).

Apesar de atualmente ser válida a escolha de cimentos convencionais para cimentação de restaurações de cerâmica infiltrada ou policristalina (cerâmicas de alta resistência à fratura), em situações clínicas de cimentação de restaurações com pouca retenção mecânica, como onlays, inlays, facetas, coroas parciais, ou próteses parciais fixas, do gênero Maryland, são exigidas técnicas de cimentação adesiva (Ferencz, Silva, & Navarro, 2014).

Segundo Hammerle et al. (2008) a união adesiva dos cimentos modernos têm um papel importante em quatro parâmetros: Resistência à fratura, Retenção, Microinfiltração e translucidez. Segundo estes autores a união adesiva aumenta a resistência à fratura de restaurações cerâmicas. Os autores descrevem ainda os cimentos adesivos como materiais mais estéticos, uma vez que a cor da restauração final é influenciada pela cor do cimento e os cimentos de resina apresentam uma ótima translucidez, ao contrário dos cimentos convencionais. Estes cimentos de resina estão ainda associados a uma diminuição de microinfiltração e a uma menor necessidade de preparos retentivos em restaurações totalmente cerâmicas, porque a união adesiva confere essa retenção, sendo possível conservar mais estrutura remanescente (Tian, Tsoi, Matinlinna, 2014).

3.2. Preparação do substrato

Segundo Magne P. (2005), após a preparação dentária, para posterior adesão da restauração indireta, fica dentina exposta, suscetível a micro infiltração e possível colonização bacteriana, resultando em irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória. Por esta razão, e para proteger a camada híbrida de colapsar na fase de restauração provisória, tem sido recomendado o selamento imediato da dentina (IDS), com um sistema adesivo *etch and rinse* ou *self etch*, mas, preferencialmente, com recurso a um sistema adesivo *etch and rinse, three steps* como o *Opti bond FL* (Kerr, MA, USA). Após a aplicação do sistema adesivo deve ser aplicada uma camada de resina composta sobre a dentina selada, com exceção dos casos clínicos em que o espaço interoclusal não o permite, então nesses casos recorre-se apenas ao sistema *Opti bond FL* (Kerr, MA, USA) que funciona como sistema adesivo e base cavitária. O IDS está associado a uma otimização da resistência adesiva das restaurações indiretas como inlays, onlays e facetas de resina e de cerâmica, e adicionalmente nas cerâmicas vítreas está também associado a um aumento da resistência à fratura das mesmas (Rocca G. et al. 2015).

De acordo com Rocca G et al. (2015), apesar da grande diversidade de materiais, com propriedades distintas, o design da preparação dentária, para todos os tipos de restaurações indiretas modernas adesivas, deve reger-se pelos mesmos princípios. Segundo os autores, na primeira sessão clínica antes da impressão, o preparo dentário deve responder a uma *checklist* de 5 parâmetros: 1. Margens de esmalte bem definidas e afiadas; 2. Ausência de ressaltos; 3. Margens cervicais acessíveis para melhor assentamento da peça (a 0.5mm da gengiva livre); 4. Ausência de contactos entre a cavidade e dentes adjacentes; 5. Espaço interoclusal adequado (1 a 1.5mm, no mínimo).

Após a primeira sessão clínica, a cavidade deve apresentar apenas 2 substratos: esmalte e uma pequena camada de resina composta que cobre a superfície dentinária, ou que foi utilizada para reposicionamento de margens (DME) e eliminação de recortes (Rocca G et al., 2015).

Na segunda consulta a cavidade deve ser jateada com partículas de óxido de alumínio (30 – 50 µm) com o objetivo de limpar a cavidade e ao mesmo tempo gravar a superfície da resina composta para a adesão. As margens em esmalte são condicionadas com ácido ortofosfórico a 35 -37% durante 30 segundos e de seguida a cavidade é lavada e seca para aplicação de silano, que após 1min, deve ser seco com ar aquecido para remoção dos solventes. Por fim, é aplicada em todas as superfícies da cavidade, uma fina camada de

adesivo (não existe necessidade de aplicar *primer*) com o auxílio de uma seringa de ar, sem ser pré-polimerizado (Rocca G & Krejci I, 2007).

3.3. Preparação da peça cerâmica

A adesão entre a cerâmica e o cimento de resina é conferida através de dois mecanismos: união micromecânica e união química. A união micromecânica pode ser realizada com recurso a ácido e/ou, em caso de cerâmicas policristalinas, com jateamento de partículas (50 a 100µm Al_2O_3 a 2.5bar); a união química é estabelecida por intermédio de um agente de ligação silânico. Atualmente, o tratamento de acondicionamento aceite para cerâmicas vítreas consiste na aplicação de ácido hidrófluorídrico 4 a 10% durante 1 a 2 min. dependendo do número, tamanho e distribuição de cristais da cerâmica. Os silanos têm um grupo inorgânico que, através de uma reação de condensação com o grupo de SI-OH da cerâmica, estabelece uma ligação com a superfície da mesma. Por outro lado, também possuem um grupo orgânico que estabelece uma ligação química com os metacrilatos das resinas ou cimentos de resina. O silano mais utilizado para aderir cerâmica a resina é o MPS ou MTS e deve ser aplicada uma camada fina (10 a 50nm) com recurso a tratamento pelo calor (Tian T., Tsoi J.K.H., Matinlinna J.P., 2014). As cerâmicas policristalinas não têm na sua composição sílica, logo não podem ser silanizadas do mesmo modo que as cerâmicas vítreas. Nestes casos existe a necessidade da aplicação de um silano, sistema adesivo universal (Clearfil Universal *Bond* ou Scotchbond Universal *Adhesive*), ou de um cimento de resina que incorpore monómeros acídicos funcionais baseados em fosfonatos ou fosfatos, como o 10-MDP, para estabelecimento de ligação química com os óxidos das cerâmicas policristalinas (Ferencz et al., 2014; Ritter, Boushell, & Walter, 2018).

3.4. Agentes de cimentação adesiva

3.4.1. Cimentos de resina

A composição dos cimentos de resina é muito semelhante à das resinas compostas restauradoras, sendo constituídos por uma matriz que combina monómeros de alta e baixa viscosidade, como o Bis-GMA e o TEGMA ou UDMA respetivamente, e cargas inorgânicas tratadas com silano. As propriedades físico-químicas destes cimentos diferem das resinas convencionais restauradoras na medida que possuem redução de catalisadores

(maior tempo de trabalho), diminuição do tamanho das cargas (espessura mínima da camada do cimento) e diminuição do conteúdo de carga (aumento da fluidez) (Hammerle C. et al., 2008).

Na tentativa de simplificar os procedimentos adesivos inerentes à cimentação adesiva, surgiram os cimentos de resina autoadesivos, que além de incorporarem os monómeros típicos, também integram na sua composição monómeros acídicos funcionais que promovem a desmineralizar e união à estrutura dentária (Ferracane, 2011). Estes cimentos autoadesivos, apesar de conseguirem efetuar uma adesão com força adequada à dentina e esmalte, esta tem-se verificado ser inferior à efetuada pelos cimentos aplicados com sistemas adesivos *à priori* e com recurso às técnicas *self-etch*, ou às *etch-and-rinse*, que continuam a ser consideradas as *golden standard*, uma vez que conferem maior força de adesão que as outras técnicas adesivas. Alguns autores são apologistas da aplicação dos cimentos autoadesivos em zonas onde o isolamento é difícil, visto que se trata de uma técnica menos sensível, com menos etapas clínicas e, por isso, há menos probabilidade de contaminação (Christensen citado por Almeida, 2016).

Os cimentos de resina podem ser classificados quanto ao sistema de polimerização em foto polimerizáveis, auto polimerizáveis ou de polimerização dupla, sem considerar o tratamento prévio de dentina (Tian T., Tsoi J.K.H., Matinlinna J.P. e Burrow M.F., 2014).

Segundo Prieto L.T. et al., (2018), atualmente, os cimentos de resina indicados para adesão de facetas são os foto polimerizados, uma vez que têm como vantagens uma maior estabilidade de cor e maior tempo de trabalho que os outros dois sistemas.

Os sistemas de auto polimerização são vantajosos em situações clínicas onde é difícil a passagem de luz para ocorrer a polimerização, no entanto, como possuem aminas como co-iniciadores, a sua utilização está associada a alterações da cor da restauração a longo prazo (Stamatacos & Simon, 2013).

Os sistemas de dupla polimerização surgiram na tentativa de unir as vantagens dos sistemas auto- e foto polimerizáveis. Estes apresentam propriedades mecânicas, como a força de flexão, dureza e grau de conversão, superiores aos outros dois sistemas. Apesar disto, os sistemas de dupla polimerização também podem apresentar instabilidade em termos de cor devido à presença de peróxido de benzoíl por reagir, o que pode comprometer a estética da restauração apesar das propriedades mecânicas otimizadas (Prieto et al., 2018).

Alguns estudos têm verificado incompatibilidade entre sistemas adesivos universais, que contém monómeros funcionais acídicos como o 10-MDP ou o 4-META, tanto pela técnica total-etch, two-steps, como “all-in-one” self-etch, e os cimentos de resina com activação química, autopolimerizados ou de polimerização dupla. Esta incompatibilidade parece estar associada ao pH do adesivo (Ritter et al., 2018). Segundo, De Sousa G., Braga R., Cesar P.F. & Lopes G.C. (2015), quanto menor o pH do sistema de adesão, menor a força de adesão do cimento de ativação química à dentina. Como tal, para que a adesão seja eficiente nos cimentos de auto- e dupla polimerização, estes devem ser utilizados em associação com sistemas adesivos total etch, three-steps ou self-etch, two steps, com agente de ligação separado do *primer* acídico (Ritter et al., 2018).

3.4.2. Resinas pré-aquecidas

Nos últimos tempos tem vindo a aumentar o interesse em resinas com alto conteúdo em partículas de carga inorgânica, mas mais fluídas e sem decaimento das propriedades de polimerização.

O pré-aquecimento do compósito tem de ser realizado com recurso a uma fonte de energia térmica. Segundo Park (2013), apesar de existirem outras técnicas mais rápidas, o aquecedor de compósitos, como por exemplo, o Calset (AdDent, Inc., Dandury, CT, EUA) é o método mais eficiente para aplicar na prática clínica, sendo que este permite aquecer o material a 37 °C, 54 °C ou 68 °C e manter a temperatura constante.

De acordo com Rickman, Padipatvuthikul e Chee (2011), as vantagens do pré-aquecimento de resinas com alta percentagem de carga inorgânica são:

1. Remoção facilitada da resina do local de armazenamento (seringas ou campânulas);
2. Melhor adaptação do material às paredes da cavidade;
3. Menor suscetibilidade de formação de espaços vazios nas margens e/ou no interior do material (menor potencial para captar O₂);
4. Maior taxa de conversão de monómero;
5. Melhoria das propriedades físicas e mecânicas da restauração final.
6. Diminuição do tempo de polimerização.

Segundo os autores, ao pré aquecer o compósito, o clínico continua a conseguir manipula-lo para realização da morfologia dentária na técnica de incrementos uma vez

que estes compósitos não são fluídos à temperatura ambiente como as resinas fluídas ou *flowable*, e, por isso, não se afundam sobre o seu próprio peso.

3.4.3. Resinas pré-aquecidas vs resinas *flowable* vs cimentos de resina

A utilização de compósitos pré aquecidos na adesão de facetas de porcelana tem sido indicada por alguns autores (Rickman L.J., Padipatvuthikul P. and Chee B., 2011). Por outro lado, outros têm sugerido a aplicação de resinas fluídas como agente de cimentação na adesão de facetas. Estas resinas fluídas, além de serem mais económicas que os cimentos de resina, não exigem a utilização de um aparelho para o pré-aquecimento de forma adequada, que são por norma instrumentos caros (Arora, V., Arora, P., Shammrani, A.L. e Fahmi, M.K., 2017). Além disto, as resinas fluídas apresentam um maior leque de opções de cor disponíveis em relação aos cimentos de resina (Prieto L.T. et al., 2018).

Segundo Helvey et al. citado por Baroudi, K., Rodrigues, J.C. (2015), as resinas fluídas quando usadas como agentes de cimentação, formam uma zona resistente a ácido-base (ABRZ) na dentina, também designada como super dentina, que ajuda na prevenção de cárie secundária.

3.4.4. Efeito do agente de cimentação na restauração cerâmica

A cimentação adesiva das porcelanas com compósitos ou cimentos de resina tem uma dupla função: o complexo porcelana-resina é responsável por conferir retenção à faceta e, por outro lado, é responsável por reforçar a vertente mais frágil da restauração vítrea. (Rickman L.J., Padipatvuthikul P. e Chee B., 2011).

No que diz respeito a coroas de cerâmica vítrea reforçada, ou às policristalinas, de acordo com Ferencz, Silva, & Navarro (2014), até hoje não há evidência científica de que a cimentação adesiva seja responsável por uma melhoria da performance clínica das mesmas.

Por outro lado, segundo Spazzin, A.O., Guarda, G.B., Oliveira-Ogliari, A., Leal, F.B., Correr-Sobrinho, L. e Moraes, R.R. (2016), tem sido sugerido na literatura que a magnitude da força da cerâmica é dependente de propriedades mecânicas dos agentes de cimentação, como o módulo de elasticidade.

4. Teste de Resistência à fratura

De acordo com (N. Ilie et al., 2017), um dos principais motivos de insucesso dos materiais restauradores é a fratura dos mesmos, como tal a melhoria da resistência à fratura destes materiais é uma procura constante.

Devido à anatomia dentária e à natureza biomecânica tridimensional da mandíbula, as forças exercidas durante a mastigação, raramente desencadeiam apenas uma tensão simples de tração, ou apenas uma de compressão. Por este motivo, para efeito de ensaios de investigação, os ensaios de flexão são uma opção mais realista para estudar a resistência dos materiais a serem colocados no ambiente da cavidade oral (Darvell, 2018).

4.1. Teste de flexão em 3 pontos – ISO 4049

Segundo N. Ilie et al. (2017), este tipo de ensaio encontra-se em 1º no *ranking* de testes existentes para avaliar a resistência à fratura ou deformação (Anexo 1).

A metodologia deste teste está especificada na ISO 4049 e está indicada para o estudo da resistência de compósitos *packable*, resinas *flowable*, ormocer's e agentes de cimentação de resina indicados para *inlays*, *onlays*, facetas, coroas e pontes.

Este ensaio realiza-se com recurso a uma máquina de testes universais a partir da qual é aplicada uma força no centro da amostra, em forma de barra / paralelepípedo, estando esta suportada em dois pontos pelas extremidades. A força de flexão pode ser calculada a partir da equação 1.

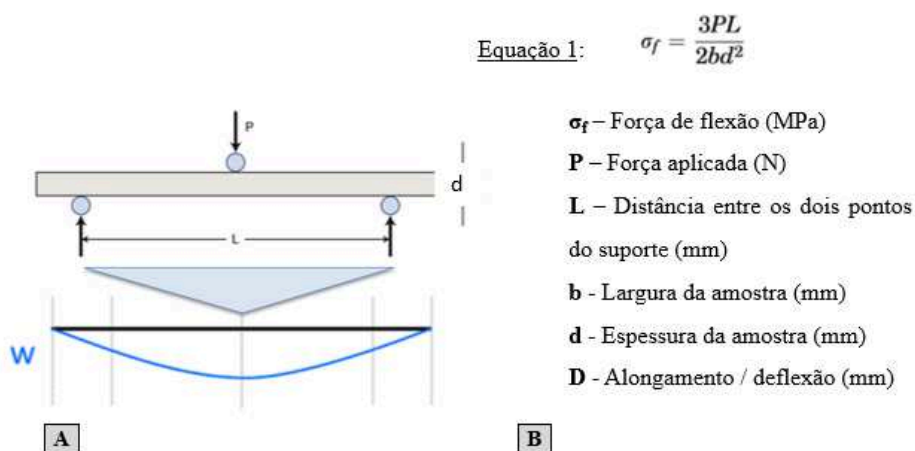


Figura 6 – **A.** Esquema representativo do teste de flexão em três pontos para posterior determinação da resistência à flexão (σ_f); **B.** respetiva legenda. Adaptado de N. Ilie et al. (2017) e de Spazzin et al., (2016).

II. OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo comparar as propriedades mecânicas, resistência à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade (E), entre resinas *flowable* e outros materiais utilizados em cimentação adesiva.

III. HIPÓTESES DE ESTUDO

Hipótese Nula:

As resinas *flowable* não apresentam um desempenho mecânico semelhante a outros cimentos e materiais utilizados em cimentação adesiva.

Hipótese Alternativa:

As resinas *flowable* apresentam um desempenho mecânico semelhante a outros cimentos e materiais utilizados em cimentação adesiva.

IV. MATERIAIS E MÉTODOS

1. Tipo de estudo

O estudo em questão caracteriza-se como sendo um estudo *in vitro* piloto, que pretende uma avaliação comparativa de propriedades mecânicas de três tipos de materiais, atualmente utilizados em clínica, para cimentação de restaurações indiretas.

2. Materiais utilizados no estudo

Tabela 1 – Materiais de cimentação adesiva avaliados, composição, conteúdo em carga e tamanho de partículas.

Agente de cimentação	Composição Matéria Orgânica	Composição Partículas de carga	Conteúdo de carga (%)	Tamanho médio das partículas de carga	Lote
Tetric Evo Flow® (IVOCLAR VIVADENT, Schaan, Liechtenstein) Fotopolimerizável	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Vidro de bário; Fluoreto de itérbio (YbF ₃); vidro de fluorosilicato de Ba-Al; Dióxido de sílica (SiO ₂)	30,7% vol	0,04-3,0 µm Nanoparticulado	V20686
Admira Fusion Flow (VOCO, Cuxhaven, Germany) Fotopolimerizável	Tecnologia ORMOCER Óxidos de sílica	Óxidos de sílica	74% w/w	 Nanohíbrido	1717249
G-ænial™ Universal Flo (GC, Tokyo, Japan) Fotopolimerizável	UDMA, TEGDMA, Bis- MEPP	Vidro de estrôncio Dioxido de sílica	50%vol	200nm 16 nm Nanoparticulado	180322A
RelyX™ Veneer (3M ESPE, St Paul, MN, USA) Fotopolimerizável	Bis-GMA, TEGDMA	Zircônica / sílica	47%vol	0,2 – 3,0 µm	N929146
Multilink® Automix (IVOCLAR VIVADENT, Schaan, Liechtenstein) Dupla polimerização	Bis – GMA HEMA DMA	Trifluoreto de itérbio (YbF ₃); Vidro de bário; Óxidos mistos esferoidais	40%vol	0,25 – 3,0 µm	V31575
Z100™ Fotopolimerizável	Bis-GMA, TEGDMA	Zircônica / sílica	66%vol	3,5-0,01 µm	N909150



Figura 7 – Cimentos e outros materiais aplicados na cimentação adesiva de restaurações indiretas avaliados. **A.** Relyx™ Veneer; **B.** Multilink® Automix; **C.** Tetric EvoFlow®; **D.** G-aenial™ Universal Flo; **E.** Tetric EvoFlow®; **F.** Z100™.

Tabela 2 – Materiais utilizados e respectivos fabricantes

Material	Fabricante
Aquecedor de compósito Ena Heat	Micerium S.P.A, Avegno, Italy
Desmoldante MOULD RELEASE	TR INDUSTRIES, Vulcan St., USA
Fotopolimerizador Elipar™ TriLight,	3M ESPE, St Paul, MN, USA

3. Metodologia

3.1. Determinação das propriedades mecânicas dos agentes de cimentação

O objetivo foi determinar as propriedades mecânicas dos materiais de cimentação: 3 resinas fluídas, *Admira Fusion Flow*, *G-aenial™ Universal Flow* e *Tetric EvoFlow®*; 2 cimento de resina, *RelyX™ Veneer* (fotopolimerizável) e o *Multilink® Automix* (dupla polimerização) e um compósito aquecido, *Z100™*. Formaram-se 6 grupos de estudo, sendo que cada grupo foi composto por 5 amostras, número mínimo recomendado pela ISO 4049:2000.

3.1.1. Construção de um molde

Foi construído um molde de aço inoxidável, segundo as regras ISO 4049:2000, em forma de paralelepípedo (25x2x2mm), tal como se pode ver na figura 8.

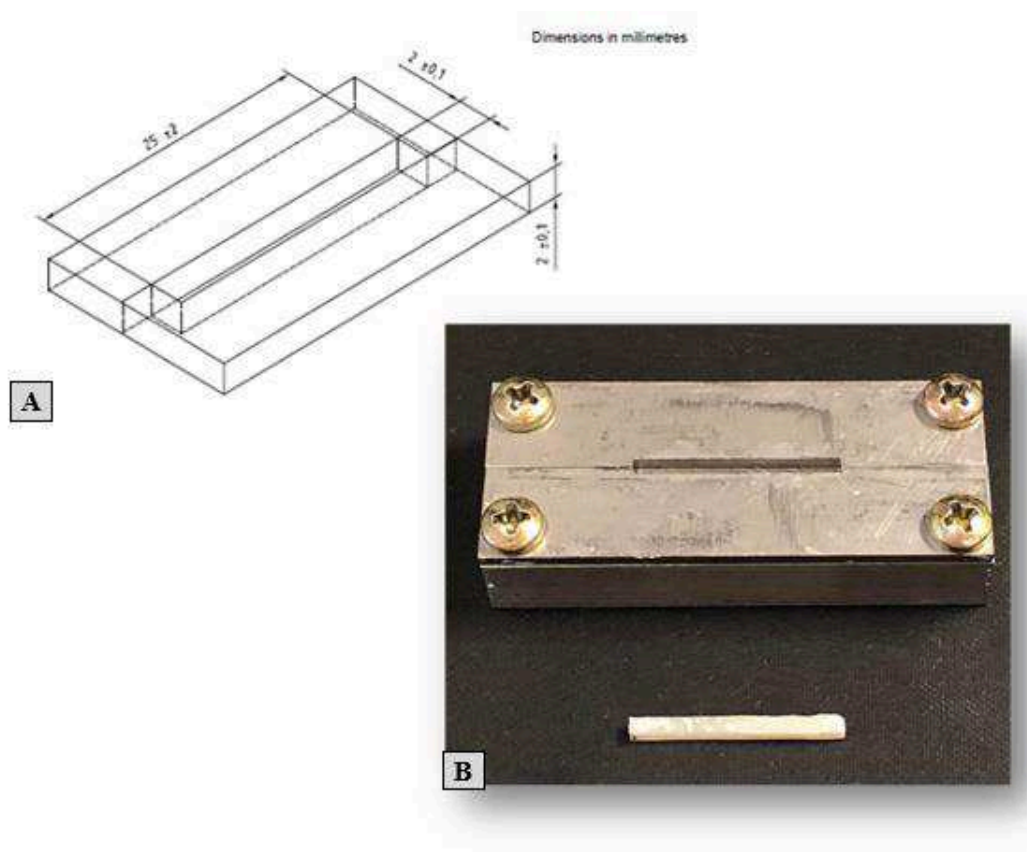


Figura 8 – A. Design padrão de modelo para confecção de amostras. (ISO 4049: 2000(E)); B. Molde de aço inoxidável para confecção de amostras e amostra com dimensões de 25x2x2mm.

3.1.2. Preparação das amostras

Antes de se adaptarem os agentes de cimentação ao molde, foi aplicado um desmoldante, de acordo com as regras do fabricante, entre confecção de amostras, para facilitar a remoção das mesmas depois de fotopolimerizadas.

Os agentes de cimentação foram então colocados no mesmo molde e foto polimerizados de acordo com os tempos e potência sugeridos pelo respectivo fabricante de cada material, com recurso ao fotopolimerizador Elipar TM TriLight (3M-ESPE). Deste modo, obtiveram-se 6 grupos diferentes de materiais de cimentação, com 5 amostras que foram polidas com uma lixa Sic (*grit* 320).

Depois de realizadas, as 30 amostras ficaram durante 24h numa estufa (Memmert INE 400; Memmert, Germany) a 37° e no dia seguinte foram transportadas numa estufa portátil (figura 9) para o local onde foi realizado o ensaio mecânico de flexão em 3 pontos.



Figura 9 – **A.** Estufa (Mettmert INE 400; Metmert, Germany) a 37°; **B.** Estufa portátil com termóstato a 37°C.

3.1.3. Ensaio de flexão em 3 pontos

Após a preparação das amostras, os valores da Força de flexão (σ_f) e do Módulo de elasticidade (E_f) dos agentes de cimentação foram obtidos recorrendo-se ao método de flexão em três pontos com recurso a uma máquina de testes universais programada a uma velocidade 1mm/min (50N/min) (modelo 3369, Instron, Canton, MA,USA).

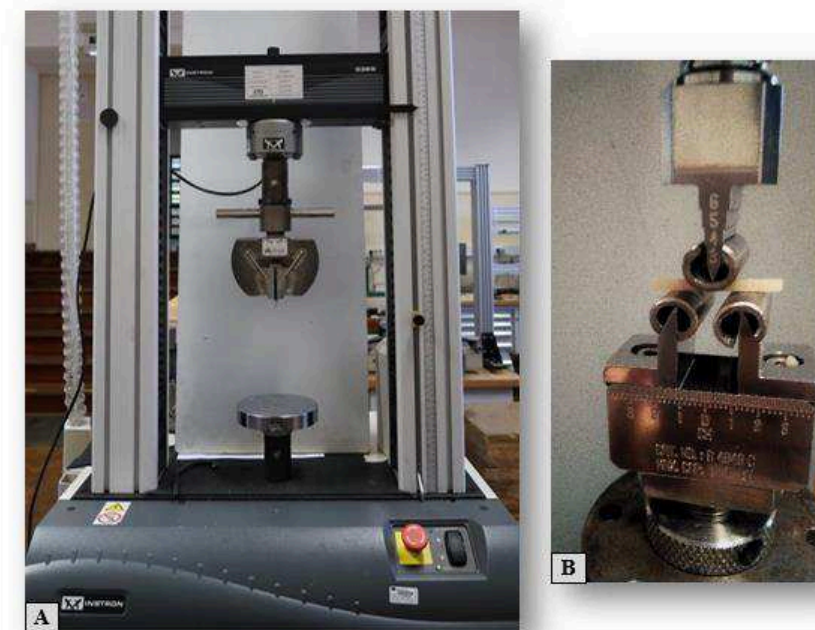


Figura 10 – **A.** Máquina de Testes Universal modelo 3369, Instron, Canton, MA,USA; **B.** *Set up* com o *jig* para o teste de flexão em três pontos e amostra preparada para o ensaio.

Foram realizados gráficos de força vs alongamento (*stress-strain*), para cada um dos grupos de materiais de cimentação e foi determinada a força correspondente à da fratura.

Os resultados da Resistência à flexão (σ_f) e do Módulo de elasticidade (E_f) para os agentes de cimentação foram determinados numa folha de cálculo do programa *Microsoft Excel*, versão do Office 365, pelas seguintes equações respetivamente:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bd^2}$$

$$E_f = \frac{PL^3}{4bd^3D}$$

σ_f – Força de flexão (MPa)

P – Força aplicada (N)

L – Distância entre os dois pontos do suporte (mm) $\rightarrow 10\text{mm}$

b - Largura da amostra (mm) $\rightarrow 2\text{mm}$

d - Espessura da amostra (mm) $\rightarrow 2\text{ mm}$

D - Alongamento / deflexão (mm)

4. Análise Estatística

Os dados obtidos no ensaio de flexão em três pontos foram inseridos no programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 20 para o *Mac*.

Para comparar a resistência à flexão (σ_f) e o módulo de elasticidade (E) dos vários materiais de cimentação estudados, foi realizado teste *One-Way ANOVA* (*analysis of variance*), uma vez que estamos a lidar com mais de três grupos e as variáveis independentes são quantitativas.

V. RESULTADOS

Após a análise estatística dos resultados obtidos e inseridos no programa SPSS (versão 20 para o *Mac*) foi possível verificar a partir do teste de normalidade *Shapiro-wilk*, que existia uma distribuição normal em todos os grupos estudados ($p > 0,05$). Não se verificou a presença de *outliers* em nenhum dos grupos, tendo-se dessa forma prosseguido com a realização de um teste *one-way* ANOVA e um teste de múltiplas comparações de *Bonferroni*, com um intervalo de confiança a 95%.

Através do teste de *Levene* foi verificada a homogeneidade de variâncias entre grupos. Nas situações em que o pressuposto de homogeneidade de variâncias não se verificou ($p < 0,05$), utilizou-se uma correção *Welch* ANOVA e um teste de múltiplas comparações *Games-Howell*, com um intervalo de confiança a 95%.

Relativamente à resistência à flexão, o teste de ANOVA indica-nos que existem diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes agentes de cimentação, $p = 0,005$ (tabela 4). No caso do módulo de elasticidade, através do teste de ANOVA com correção de *Welch* conseguimos verificar que também existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, $p = 0,031$, (tabela 5).

Conforme descrito, foram encontradas para as propriedades analisadas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

Tabela 3 - teste de homogeneidade de variâncias *Levene*.

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Flexão	1,855	5	24	,140
Elasticidade	11,393	5	24	,000

Tabela 4 - teste de ANOVA para a Resistência à flexão (σ_f).

		ANOVA Standart				
		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Flexão	Between Groups	10129,087	5	2025,817	4,414	,005
	Within Groups	11014,061	24	458,919		
	Total	21143,147	29			

Tabela 5 - teste de ANOVA de *Welch* para o Módulo de elasticidade (E).

		ANOVA com correção de Welch			
		Statistic ^a	df1	df2	Sig.
Elasticidade	Welch	3,847	5	10,656	,031
a. Asymptotically F distributed.					

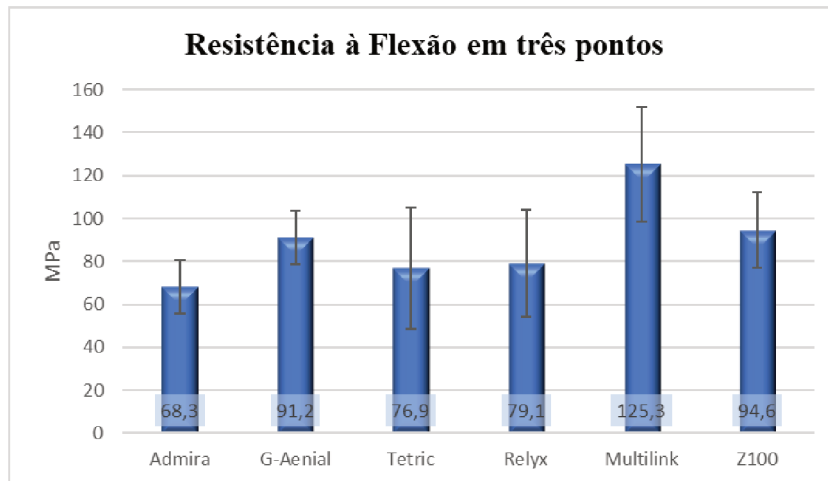


Gráfico 1 – Resistência à flexão (σ_f): médias (MPa) e desvio-padrão dos 6 grupos de estudo.

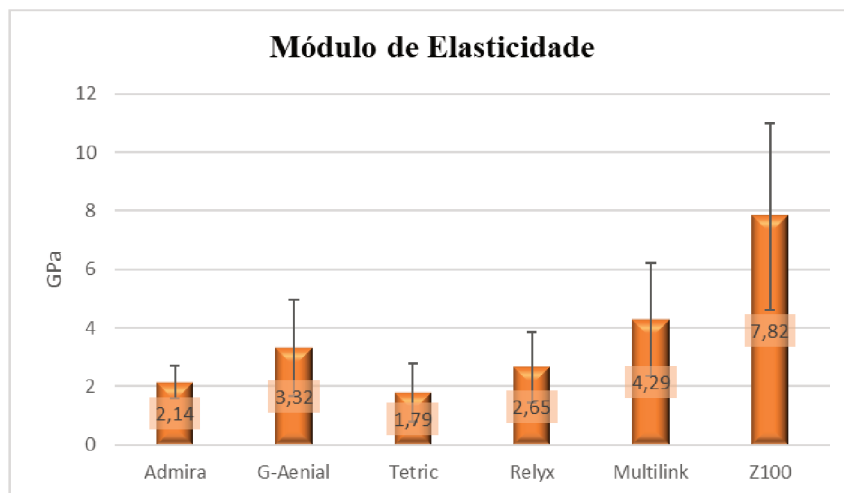


Gráfico 2 – Módulo de elasticidade (E): médias (Gpa) e desvio-padrão dos 6 grupos de estudo.

Na análise do teste de comparações múltiplas de *Bonferroni* para a resistência à flexão (Anexo 3), verificou-se que as diferenças estatisticamente significativas ocorrem entre os seguintes grupos: Multilink Automix (125.3MPa) vs Admira Fusion Flow (68.3 MPa); Multilink Automix (125.3MPa) vs Tetric Evo Flow (76.9MPa) e Multilink Automix (125.3MPa) vs Relyx veener (79.1MPa). O Multilink foi o agente que demonstrou ter uma maior resistência à flexão. Estas diferenças podem ser observadas no gráfico de intervalos de confiança abaixo apresentado:

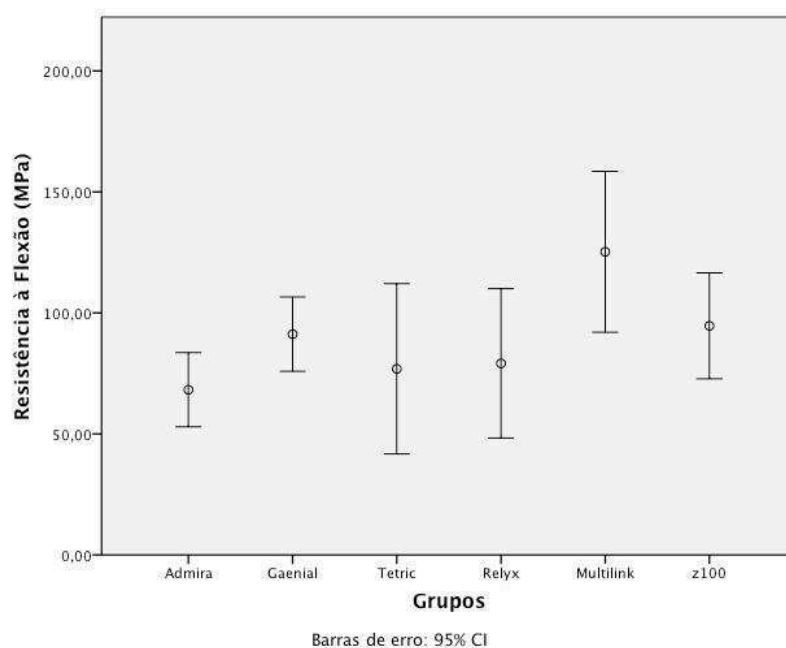


Gráfico 3 – Resistência à flexão (σ_f): comparação de intervalo de confiança a 95%.

De acordo com o teste de análise de comparações múltiplas de *Games-Howell* (Anexo 4), não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas para o módulo de elasticidade.

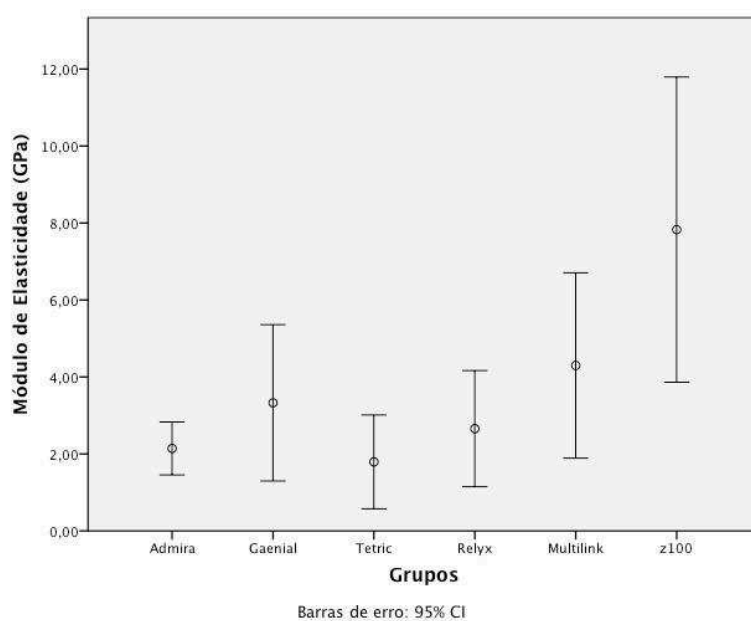


Gráfico 4 – Módulo de elasticidade (E): comparação de intervalos de confiança a 95%.

VI. DISCUSSÃO

Quando foram introduzidas as resinas *flowable*, inicialmente, estas possuíam um conteúdo em carga inorgânica menor, o que conseqüentemente levava a um decaimento das suas propriedades mecânicas. Tal facto, limitou a sua utilização clínica em áreas de menor incidência e intensidade de cargas mastigatórias. No entanto, o desenvolvimento recente deste tipo de resinas, quer por manipulação do conteúdo de carga, quer pela manipulação dos constituintes da matriz, fez com que as suas propriedades mecânicas fossem melhoradas e a sua aplicabilidade expandida (Imai et al., 2018). A questão que se quer levantar é: será que com a introdução no mercado de novas resinas *flowable*, com composições diferentes e maior conteúdo em carga, as torna tão eficientes mecanicamente, ou mesmo melhores do que as outras opções adesivas, sendo boas candidatas a agentes de cimentação de restaurações indiretas?

O principal objetivo deste estudo piloto foi analisar as propriedades mecânicas de três resinas *flowable* comerciais comparando-as com outros tipos de materiais comerciais usados na cimentação adesiva de restaurações indiretas. O facto de existir uma enorme panóplia de opções de escolha comerciais, torna a decisão difícil.

Segundo Stamatacos & Simon (2013), os cimentos de resina possuem algumas características que fazem deles materiais de cimentação clinicamente superiores, nomeadamente a sua elevada resistência adesiva ao substrato dentário, como à restauração de cerâmica. De acordo com Powers & Sakaguchi, citado por Stamatacos & Simon (2013), são os materiais de cimentação usados com maior resistência. Os cimentos de resina de dupla polimerização estão associados a melhores propriedades mecânicas, no entanto em termos estéticos, os cimentos fotopolimerizáveis têm vantagem pela ausência de amina como ativador, e melhor estabilidade de cor com o tempo, o que influencia de forma relevante a sua aplicação em restaurações totalmente cerâmicas. Com intenção de tirar partido das propriedades óticas deste tipo de polimerização começou também a ser sugerido por alguns autores a aplicação de resinas pré aquecidas como agentes de cimentação de restaurações indiretas (Almeida, Schmitt, Kaizer, Boscato, & Moraes, 2015). Estas além de terem uma maior variedade de cor que pode ser escolhida pelo técnico, podem ser pré aquecidas, o que facilita a sua saída do compartimento onde está armazenada a resina, não oferecendo tanta resistência como uma resina convencional e facilitando a sua aplicação devido à diminuição de viscosidade (Almeida et al., 2015; Aygün Emiroğlu, Evren, & Kulak Özkan, 2016). Estas resinas de alta carga, pré aquecidas

estão associadas a uma melhor adaptação das paredes da cavidade, menor infiltração, menor desgaste abrasivo, menor contração de polimerização e a uma maior taxa de conversão de monómero, o que está associado a uma otimização das propriedades mecânicas, e o que as caracteriza dos demais materiais (Rickman, Padipatvuthikul, & Chee, 2011). Por outro lado, também existem desvantagens na sua utilização. Existem vários métodos para pré aquecer a resina de alto conteúdo de carga, contudo, para o método clinicamente mais eficiente, que é o caso da utilização de um aquecedor, como o Calset Composite Warmer (AdDent Inc, Danbury, Connecticut, USA) implica tempo de trabalho desperdiçado, pelo menos dez minutos até a máquina atingir a temperatura recomendada pela literatura (54°C e 69°C) e, depois, cerca de três minutos para aquecer a resina (Rickman et al., 2011). Outra desvantagem associada ao uso destes aquecedores de resinas de alta carga é o facto de não serem acessíveis economicamente a todos os clínicos, principalmente em países em desenvolvimento (Arora, Arora, Shammrani, & Fahmi, 2017). Em relação a este material também surgiu a problemática da possibilidade de o aumento da temperatura da resina estar associado a lesões intra pulpares por sobre aquecimento da polpa, sendo que, de acordo com El-Deeb, Abd El-Aziz, & Mobarak, (2015), baseado no estudo de Trujillo, Newman & Stansbur, a fase de fotopolimerização é uma etapa crucial, devendo ser tido em conta a potência do fotopolimerizador aplicado. Outro aspeto a considerar é o facto deste material, apesar de ser considerado detentor de boas propriedades mecânicas, ser submetido a ciclos repetidos de aquecimento e arrefecimento que podem afetar estas mesmas propriedades. D'Amario, Pacioni, Capogreco, Gatto, & Baldi (2013), através do seu estudo concluíram que ciclos muito repetitivos de aquecimento têm uma influência negativa na resistência à flexão destas resinas. No sentido de colmatar as desvantagens dos agentes de cimentação atualmente utilizados, as resinas *flowable* têm um grande potencial (Baroudi, 2015). São um material considerado *user frendly*, mais barato e com maior leque de escolha de cores do que os cimentos e, por outro lado, fluidez à temperatura ambiente sem ser necessário despendar tempo em protocolos de aquecimento. Como tal, é pertinente analisar se as propriedades mecânicas deste grupo de materiais são melhores, ou, pelo menos, equiparáveis aos agentes de cimentação mencionados.

Como supramencionado, o estudo em questão consistiu na determinação e análise comparativa das propriedades mecânicas, nomeadamente da resistência à flexão e módulo de elasticidade, de vários agentes de cimentação adesiva. Foram seleccionadas três resinas

flowable com composições diferentes a nível de matriz e carga inorgânica. O *Admira Fusion Flow*, o *Tetric EvoFlow®* e o *G-aenial™ Universal Flo*. O primeiro foi escolhido por se tratar de um ormocer, ou seja, na sua composição não integram monómeros convencionais de Bis-GMA, mas sim oligómeros Si-O-Si inorgânicos-orgânicos (Klauer, Belli, Petschelt, & Lohbauer, 2018).

Para efeitos de comparação, foram escolhidos dois cimentos de resina, um foto polimerizável, o *Relyx veneer*, e outro de dupla polimerização, o *Multilink® Automix*. Por fim, foi ainda utilizado um compósito de alto conteúdo em carga, o Z100. Deste modo, foram realizados 6 grupos de estudo, em que para cada um foram confeccionadas 5 amostras (n=5).

Apesar de o número de amostras ser relativamente pequeno é considerado válido para um estudo piloto, e vai de encontro com o requisito mínimo de amostras na ISO 4049:2000 e foi também já realizado noutros estudos como o de Cassina, Fischer, & Rohr,(2016).

O teste de flexão em 3 pontos é uma opção para estudar as propriedades mecânicas de materiais. De acordo com N. Ilie et al., (2017), este tipo de ensaio encontra-se em primeiro no *ranking* de testes existentes para avaliar a resistência à fratura ou deformação de resinas compostas e materiais poliméricos. Como tal, optou-se por realizar este teste de modo a determinar a resistência à flexão e módulo de elasticidade. Seguiu-se a metodologia proposta pela ISO 4049:2000, para padronização do estudo e para tornar viável a comparação com outros estudos da literatura (Cassina et al., 2016; Spazzin et al., 2016; Walcher, Leitune, Collares, de Souza Balbinot, & Samuel, 2018).

Na construção do molde necessário para confecção das amostras no ensaio de flexão em 3 pontos, apesar de ter sido construído de acordo com as medidas da ISO 4049:2000, foi adaptado o facto de ser em 2 peças que se unem e não numa peça única. Esta abordagem foi realizada no sentido de facilitar a remoção do espécime sem ser necessário uma extrusão forçada, que poderia comprometer as suas dimensões. Para que as duas peças se comportassem como uma só e não ocorresse exatamente o oposto do pretendido, afixaram-se as duas peças do molde numa base metálica por intermedio de parafusos.

As amostras foram fotopolimerizadas com recurso ao fotopolimerizador Elipar™ TriLight (3M-ESPE), uma vez que neste aparelho é possível calibrar os tempos e a potência especificamente recomendada para cada material testado, pelo respetivo fabricante. Desta forma, seria de esperar que todos os agentes tivessem o seu melhor

desempenho em termos de taxa de polimerização e otimização das suas propriedades mecânicas.

Depois de realizadas, as 30 amostras ficaram durante 24h numa estufa (Memmert INE 400; Memmert, Germany) a 37° e no dia seguinte foram transportadas numa estufa portátil para o local onde foi realizado o ensaio mecânico de flexão em 3 pontos. O uso da estufa portátil justifica-se porque o local de preparação e armazenamento das amostras e o local do ensaio eram distantes um do outro.

Todo o *set up* do ensaio e calibração da máquina universal foi feito de acordo com a ISO 4940:2000. Os valores de resistência à flexão (σ_f) e de módulo de elasticidade foram calculados a partir da equação 1 e 2, respetivamente, de acordo com a ISO 4049:2000 e do mesmo modo que outros estudos (Cassina et al., 2016; Spazzin et al., 2016).

Relativamente aos resultados da resistência à flexão, verificou-se que todos os materiais testados possuem indicação para serem aplicados como agentes de cimentação, uma vez que todos cumprem o requisito da ISO 4049, ou seja, possuem uma resistência à flexão superior a 50MPa.

Quanto à análise comparativa das propriedades mecânicas dos vários agentes de cimentação, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas quanto à resistência à flexão entre os vários agentes de cimentação. O cimento de resina de polimerização dupla, Multilink® Automix (125.3MPa), foi o que apresentou maior valor de resistência à flexão. Este resultado vai de encontro com o pressuposto de Powers & Sakaguchi, citado por Stamatacos & Simon (2013), que os cimentos de resina são os materiais de cimentação que apresentam, por norma, maior resistência.

Verificaram-se também diferenças estatisticamente significativas entre os grupos: Multilink® Automix (125.3MPa) vs Relyx™ veneer (79.1MPa); o Multilink® Automix vs Tetric EvoFlow® (76.9MPa) e Multilink Automix vs Admira Fusion Flow (68.3MPa).

No estudo de Cassina et al. (2016), foi investigado a potencial correlação entre a resistência à flexão e à tração de cimentos de resina. Nos seus resultados todas as amostras de cimento de resina de dupla polimerização, dentro dos quais o Multilink Implant (151.8 MPa), apresentaram maiores valores de resistência à flexão do que os cimentos autopolimerizáveis. O facto do Multilink® Automix, de dupla polimerização, ter apresentado valores mais elevados do que o Relyx™ Veneer, fotopolimerizável, vai de encontro com outros estudos na literatura que defendem que o modo de polimerização influencia o desempenho mecânico pela taxa de conversão de monómero (Amaral & Nicoló, 2013). De acordo com o estudo de Huan Lu et al. citado por Wadambe,

Maheswari, & Devarhubli (2017), o sistema iniciador da polimerização influencia de forma relevante a resistência à flexão dos agentes de cimentação, sendo que quando estão envolvidos dois sistemas, o caso do Multilink, a polimerização é otimizada.

No estudo de Sousa-Lima et al. (2017), uma resina de baixa viscosidade, Tetric Evo Flow Bulk Fill (TBF), foi comparada a uma resina convencional, em relação a vários parâmetros, dentro dos quais a resistência à flexão. Verificou-se que o Tetric Evo Flow Bulk Fill obteve uma resistência à flexão de 76.6 MPa, um resultado bastante próximo do obtido no presente estudo para o mesmo material (76.9MPa). O facto de o Tetric EvoFlow ter apresentado uma resistência significativamente menor em relação ao Multilink pode advir do facto do seu conteúdo em carga inorgânica ser menor (Tetric :30.7 % em vol vs Multilink: 40% em vol), como há autores que defendem que quanto menor o conteúdo em carga inorgânica, menores as propriedades mecânicas (Seemann, Pfefferkorn & Hickel, 2011). O Tetric™ EvoFlow é constituído por um sistema de fotopolimerização, logo é possível que a taxa de conversão de monómero tenha sido inferior e, por isso, tenha sido sujeito a degradação hidrolítica e solubilização, o que terá influenciado o seu comportamento mecânico à *posteriori*.

O Admira introduziu a tecnologia Ormocer (*organically modified ceramic*), caracterizado por não possuir na sua composição monómeros de Bis-GMA e por promover uma união elevada da matriz de resina ao conteúdo de carga orgânica-inorgânica, de acordo com as informações do fabricante. Segundo o estudo de Mota, Weiss, Spohr, Oshima, & Carvalho (2011), o Admira, apesar de não ter Bis-GMA na sua composição, foi o material que demonstrou um menor valor de resistência à compressão quando comparado com outras resinas cujas partículas de carga tinham o mesmo tamanho que o Admira (0.7 µm). Este resultado sugere que a otimização da união entre a matriz e as partículas de preenchimento, não resulta sempre num aumento de resistência mecânica de resinas com alto conteúdo de carga. No presente estudo obtiveram-se valores de resistência à flexão significativamente maiores no Multilink® Automix em comparação com o Admira fusion *flow*, o que vai de encontro com os resultados de Klauer, Belli, Petschelt, & Lohbauer (2018). Este cenário pode ter ocorrido porque as amostras tiveram armazenadas em água durante 24h e o Admira possui uma absorção de água significativamente maior do que qualquer resina que tenha na sua composição Bis-GMA, que é o caso do Multilink.

Esta situação pode ser explicada pela teoria *free volume*, onde a água ocupa o espaço de defeitos morfológico e se armazena entre os compostos da resina, separando as

cadeias poliméricas e tornando a rede mais flexível, ou seja, tendo um efeito plastificante do material. A teoria da interação é outra hipótese, onde ocorre o fenômeno “ataque hidrofílico”, em que as moléculas de água reagem com grupos polares, como o oxigênio dos grupos silanizados que ficaram por reagir após a fotopolimerização, formando ligações -OH e tornando as moléculas mais hidrofílicas, esta situação é responsável por alterações do volume do *ormocer* e diminuição das propriedades mecânicas (Klauer et al., 2018).

O Admira Fusion Flow é caracterizado por ter na sua composição moléculas altamente funcionais e ter uma rede mais densa do que as que se formam nas resinas convencionais de polímeros de dimetacrilatos (Andrzejewska citado por Klauer et al., 2018). De acordo com Haas and Wolter, citado por Klauer et al. (2018), o modo como se posicionam as moléculas de dupla ligação deste material (*steric hindrance*), faz com que seja mais difícil a conversão em polímero e, por isso, é previsível que resulte em grande taxa de monômero por reagir. Quando as amostras são colocadas em água são libertados estes monômeros, o que se traduz em perda de peso e volume da amostra e, consequentemente, diminuição da resistência à flexão.

Não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre o Multilink®, o Z100™ e o G-Aenial™ Universal Flo. Este resultado sugere que as resinas *flowable* estudadas podem ser equiparadas aos cimentos de resina e a resinas de alto conteúdo em carga pré aquecidas, no que toca às propriedades mecânicas avaliadas.

No que diz respeito ao módulo de elasticidade, no estudo de Salerno et al. (2011), foram verificadas diferenças entre os agentes de cimentação avaliados, tendo sido estabelecida uma relação ao conteúdo em carga inorgânica. Nos resultados, quanto maior o conteúdo em carga inorgânica dos materiais, maior o seu módulo de elasticidade.

A corroborar os resultados de Salerno et al. (2011) e de Saskalauskaite, Tam, & McComb (2008) , no presente estudo foram verificadas diferenças estatisticamente significativas nos módulos de elasticidade dos diferentes agentes de cimentação. O número de amostras reduzido (n=5), pode ter restringido a presença de diferenças pareadas entre grupos. Apesar disto conseguiu-se verificar que o material com maior módulo de elasticidade, o Z100™ (7.82GPa), corresponde ao que tem maior conteúdo em carga (66% vol), o mesmo sucede com o que teve menor módulo, o Tetric EvoFlow® (1.79GPa), que possui conteúdo em carga com o menor valor (30.7% vol). Ainda assim

é importante reiterar que o módulo de elasticidade é de, de uma forma lógica, material-dependente, o que não é o caso da resistência à flexão.

Em confronto com estes resultados não podemos rejeitar a hipótese nula de que as resinas *flowable* não apresentam um desempenho mecânico semelhante a outros cimentos e materiais utilizados em cimentação adesiva. Isto deve-se a duas das resinas compostas *flowable* avaliadas, terem acusado diferenças estatisticamente significativas com o cimento de resina Multilink® Automix. Por outro lado, apesar de estatisticamente a hipótese dever ser aceite, deve-se ter em conta que a resina *flowable* com maior conteúdo em carga, o G-Aenial™ Universal Flo, obteve o terceiro melhor valor de resistência à flexão (91.2MPa) e de módulo de elasticidade (3.32GPa), não se tendo verificado, estatisticamente, diferenças significativas. Este cenário poderá sugerir que as resinas *flowable* com alto conteúdo em carga tenham um desempenho mecânico semelhantes ao dos outros materiais. Uma das limitações deste estudo foram as resinas *flowable* escolhidas, sendo as três muito diferentes em termos de conteúdo em carga e de composição orgânica da matriz, por isso a composição das resinas avaliadas não foi um parâmetro controlado. Talvez se as resinas *flowable* avaliadas possuísem a mesma composição a hipótese fosse rejeitada. Outra limitação deste estudo foi o número de amostras (n=5).

VII. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste estudo não permitem rejeitar a hipótese nula de que as resinas compostas *flowable* não apresentam um desempenho mecânico semelhante aos outros materiais utilizados. O facto de se ter verificado diferenças estatisticamente significativas entre o Multilink ®Automix e o Tetric EvoFlow®, e entre o Multilink ®Automix e o Admira Fusion Flow ORMOCER ®, permite-nos aceitar a hipótese nula.

O material de cimentação que apresentou valores de resistência à flexão mais elevados foi o Multilink ®Automix, o cimento de resina de dupla polimerização e o material que acusou maior módulo de elasticidade foi o Z100™.

1. Relevância clínica

Numa era em que as exigências estéticas são cada vez maiores por parte do doente, as restaurações indiretas, tais como as facetas e entre outras, são uma opção muito frequentemente necessárias e solicitadas. Deste modo para garantir a longevidade da restauração é essencial que o material de cimentação adesiva seja mecanicamente eficiente, de modo a suportar as forças inerentes à mastigação. Neste sentido é pertinente estudar as propriedades mecânicas deste material.

A partir deste estudo não é possível concluir que as resinas compostas *flowable* possuem o mesmo nível de eficiência mecânica que os cimentos de resina, ou as resinas pré aquecidas. No entanto, a partir desta investigação verificou-se que existem muitos tipos de composições de resinas a integrar o grupo de “resinas *flowable*” e possivelmente as resinas compostas *flowable* de alto conteúdo em carga irão substituir os outros materiais, por terem um preço mais acessível, por serem mais práticas (*user friendly*) e estéticas.

2. Perspetivas Futuras

A literatura é muito limitada relativamente a estudos sobre as propriedades mecânicas de resinas compostas *flowable* e da sua aplicabilidade clínica como material de cimentação de restaurações indiretas. As primeiras resinas compostas *flowable* eram

constituídas em baixo conteúdo de carga inorgânica, para que pudessem ter a fluidez que lhes dá o nome, mas que as restringia em termos de aplicabilidade. Atualmente, com o desenvolvimento das resinas compostas *flowable* com alto conteúdo de carga inorgânica e com a mesma fluidez, faz sentido realizar novas investigações que testem as propriedades mecânicas destes novos materiais.

Neste sentido investigações futuras deveriam:

- Analisar as propriedades mecânicas de resinas compostas *flowable* com composições diferentes em % vol de carga inorgânica;
- Analisar as propriedades mecânicas de resinas compostas *flowable* com a mesma %vol de carga e composições de matriz resinosa diferente.
- Analisar a influência das propriedades mecânicas na resistência à fratura de cerâmicas vítreas e policristalinas

.

VIII. BIBLIOGRAFIA

Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N., & Moraes, R. R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 272–277.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.01.008>

Amaral, M., & Nicoló, R. D. (2013). Effect of activation mode on flexural strength in dual-polymerized resin cements. *Rev Gaúcha Odontol.*, 5.

Angeletaki, F., Gkogkos, A., Papazoglou, E., & Kloukos, D. (2016). Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 53, 12–21.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.011>

Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). St. Louis, Missouri: Elsevier Science.

Arora, V., Arora, P., Shammrani, A. A., & Fahmi, M. K. (2017). A New, Simple and Innovative Technique for Pre-Heating/Pre-Warming of Dental Composite Resins in Thermal Assisted Light Polymerization Technique, 2(9), 2.

Aygün Emiroğlu, Ş., Evren, B., & Kulak Özkan, Y. (2016). Effect of Cements at Different Temperatures on the Clinical Performance and Marginal Adaptation of Inlay-Onlay Restorations In Vivo: Effect of Preheating on Inlays and Onlays. *Journal of Prosthodontics*, 25(4), 302–309. <https://doi.org/10.1111/jopr.12311>

Baroudi, K. (2015). Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/12294.6129>

Bergmann, C. P., & Stumpf, A. (2013). Dental Ceramics : Microstructure, Properties and Degradation. *Berlin*: Springer.

Brignardello-Petersen, R. (2017). Ceramic inlays, onlays, and overlays have a high survival rate and a low rate of complications. *The Journal of the American Dental Association*, 148(4), e3. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2016.11.025>

Buonocore, M., & Hickel, R. (2004). *Review of the Clinical Survival of Direct and Indirect Restorations in Posterior Teeth of the Permanent Dentition*, 124.

Callister, W. D., & Rethwisch, D. G. (2010). *Materials Science and Engineering* (8th ed.). John Wiley & Sons.

Cassina, G., Fischer, J., & Rohr, N. (2016). Correlation between flexural and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head & Face Medicine*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/s13005-016-0128-7>

D'Amario, M., Pacioni, S., Capogreco, M., Gatto, R., & Baldi, M. (2013). Effect of Repeated Preheating Cycles on Flexural Strength of Resin Composites. *Operative Dentistry*, 38(1), 33–38. <https://doi.org/10.2341/11-476-L>

Darvell, B. W. (2018). *Materials Science for Dentistry* (10th ed.).

El-Deeb, H. A., Abd El-Aziz, S., & Mobarak, E. H. (2015). Effect of preheating of low shrinking resin composite on intrapulpal temperature and microtensile bond strength to dentin. *Journal of Advanced Research*, 6(3), 471–478. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2014.11.013>

Ferencz, jonathan L., Silva, N. R. F. A., & Navarro, J. M. (2014). *High-strength ceramics : interdisciplinary perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc.

Ferracane, J.L. (2011). Resin composite - state of the art, *Dental Materials*, 27(1), 29-38.

Gresnigt, M. M. M., Özcan, M., Carvalho, M., Lazari, P., Cune, M. S., Razavi, P., & Magne, P. (2017). Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-

- fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers. *Dental Materials*, 33(12), 1392–1401. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.010>
- Ilie, N., Hilton, T. J., Heintze, S. D., Hickel, R., Watts, D. C., Silikas, N. & Ferracane, J. L. (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials*, 33(8), 880–894. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.013>
- Ilie, Nicoleta, & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 427–438. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0258-4>
- Imai, A., Takamizawa, T., Sugimura, R., Tsujimoto, A., Ishii, R., Kawazu, M. & Miyazaki, M. (2018). Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 89, 72–80. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.019>
- ISO-Standards (2000) ISO 4049-2000. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: International Organization for Standardization.
- Jager, S., Balthazard, R., Dahoun, A., & Mortier, E. (2016). Filler Content, Surface Microhardness, and Rheological Properties of Various Flowable Resin Composites. *Operative Dentistry*, 41(6), 655–665. <https://doi.org/10.2341/16-031-L>
- Klauer, E., Belli, R., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2018). Mechanical and hydrolytic degradation of an Ormocer®-based Bis-GMA-free resin composite. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2651-3>
- Morimoto, S., Rebello de Sampaio, F. B. W., Braga, M. M., Sesma, N., & Özcan, M. (2016). Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*, 95(9), 985–994. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>

Mota, E. G., Weiss, A., Spohr, A. M., Oshima, H. M. S., & Carvalho, L. M. N. de. (2011). Relationship between filler content and selected mechanical properties of six microhybrid composites. *Revista Odonto Ciência (Online)*, 26(2), 151–155.
<https://doi.org/10.1590/S1980-65232011000200010>

Prieto, L. T., Pimenta de Araújo, C. T., Araujo Pierote, J. J., Salles de Oliveira, D. C. R., Coppini, E. K., & Sartini Paulillo, L. A. M. (2018). Evaluation of degree of conversion and the effect of thermal aging on the color stability of resin cements and flowable composite. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 21(1), 47–51.
https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_128_17

Rickman, L. J., Padipatvuthikul, P., & Chee, B. (2011). Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *British Dental Journal*, 211(2), 63–67.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.571>

Ritter, A. V., Boushell, L. W., & Walter, R. (Eds.). (2018). *Sturdevant's art and science of operative dentistry* (Seventh edition). St. Louis, Missouri: Elsevier.
Sachan, S., Srivastava, I., & Ranjan, M. (2016). Flowable Composite Resin: A Versatile Material, pp. 71–74.

Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R., & Barone, A. C. (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials*, 27(12), 1221–1228.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.596>

Saskalauskaite, E., Tam, L. E., & McComb, D. (2008). Flexural Strength, Elastic Modulus, and pH Profile of Self-etch Resin Luting Cements. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 262–268. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00278.x>

Seemann R, Pfefferkorn F, Hickel R. Behavior of general dental practitioners in Germany regarding posterior restorations with flowable composites. *Int Dent J*. 2011;61(5):252-6.

- Silva, L. H. da, Lima, E. de, Miranda, R. B. de P., Favero, S. S., Lohbauer, U., & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0058>
- Sousa-Lima, R., Silva, L., Chaves, L., Geraldeli, S., Alonso, R., & Borges, B. (2017). Extensive Assessment of the Physical, Mechanical, and Adhesion Behavior of a Low-viscosity Bulk Fill Composite and a Traditional Resin Composite in Tooth Cavities. *Operative Dentistry*, 42(5), E159–E166. <https://doi.org/10.2341/16-299-L>
- Spazzin, A., Guarda, G., Oliveira-Ogliari, A., Leal, F., Correr-Sobrinho, L., & Moraes, R. (2016). Strengthening of Porcelain Provided by Resin Cements and Flowable Composites. *Operative Dentistry*, 41(2), 179–188. <https://doi.org/10.2341/15-025-L>
- Stamatacos, C., & Simon, J. F. (2013). Cementation of Indirect Restorations: An Overview of Resin Cements, 9.
- Taguchi, S., Komine, F., Kubochi, K., Fushiki, R., Kimura, F., & Matsumura, H. (2018). Effect of a silane and phosphate functional monomer on shear bond strength of a resin-based luting agent to lithium disilicate ceramic and quartz materials. *Journal of Oral Science*, 60(3), 360–366. <https://doi.org/10.2334/josnurd.17-0383>
- Vagropoulou, G. I., Klifopoulou, G. L., Vlahou, S. G., Hirayama, H., & Michalakis, K. (2018). Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. *Journal of Oral Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1111/joor.12695>
- Wadambe, T. N., Maheswari, B. U., & Devarhubli, A. R. (2017). Comparison of sorption, solubility, and flexural strength of four resin luting cements in three different media: An in vitro study. *Journal of Advanced Clinical & Research Insights*, 4(1), 8–12. <https://doi.org/10.15713/ins.jcri.147>

Walcher, J. G., Leitune, V. C. B., Collares, F. M., de Souza Balbinot, G., & Samuel, S. M. W. (2018). Physical and mechanical properties of dual functional cements—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2598-4>

IX. ANEXOS

Anexo 1: Métodos para determinar fratura e deformação dos materiais dentários: *Ranking* de prioridade de teste para cada propriedade avaliada. (Llie et al.2017).

Clinical issue/ requirement	Properties	Property rank	Method	Test rank
Fracture and deformation resistance	Strength	1	3-Point bending (ISO 4049)	1
			4-Point bending	2
			Biaxial flexural (ASTM F394-78)	2
			Compression (ASTM D695)	3
			Tensile (ASTM D638)	1
			Diametral tensile (ANSI/ADA Spec 27)	4
			Impact (ISO 179/1961)	2
			Transverse impact (DIN 53 453)	2
			Shear	4
			Shear punch ASTM D732-46)	2
	Toughness	2	Calculated from strength test	1
			Impact (ISO 179/1961)	2
			Transverse impact (DIN 53 453)	2
	Fracture toughness	1	Double torsion	2
			Indentation—Vickers	3
			Chevron notched specimens (ASTM E1304-97)	2
			Single-edge notched beam (ASTM E399-12)	1
			Compact tension (ASTM E399-12)	2
			CK10 instrument (with acoustic emission)	1
	Edge strength—chipping	2		
	Fatigue	1	Fatigue strength—Staircase	2
			Fatigue resistance—uniaxial loading (ASTM E606/E606M-12)	2
	Elastic Modulus	1	3-Point bending (ISO 4049)	2
			4-Point bending	1
			Biaxial flexural strength (ASTM F394-78)	3
			Compression (ASTM D695)	3
			Tensile	1
			Diametral tensile (ANSI/ADA Spec 27)	4
			Indentation(ISO/FDIS 14577-1)	1

Anexo 2 – Materiais resinosos com composições e propriedades mecânicas diferentes. FS – Resistência à flexão; FM – Módulo de flexão; DTS – Stress de tensão diamétrica; CS – Resistência à compressão. Adaptado de Ilie & Hickel, (2009).

Tipo de material	FS [MPa]	FM [GPa]	DTS [MPa]	CS [MPa]	Vol. %	Wt. %
Compósitos híbridas	116.6 ^d (23.9)	7.3 ^b (2.3)	32.5 ^b (8.0)	211.5 ^a (71.1)	60.5 ^{de} (5.7)	79.0 ^{ef} (3.2)
Compósitos <i>packable</i>	105.9 ^{cd} (28.1)	8.4 ^{bc} (2.5)	34.3 ^{bc} (8.8)	217.4 ^a (66.5)	63.0 ^e (3.2)	80.3 ^f (3.5)
Compósitos tipoOrmocer	104.3 ^{cd} (21.6)	7.5 ^b (2.4)	35.2 ^{bc} (9.5)	216.0 ^a (31.5)	60.6 ^{de} (0.4)	77.0 ^f (0)
Compósitos nano-híbridos	103.1 ^{cd} (19)	5.0 ^a (0.8)	40.5 ^d (8.3)	210.8 ^a (63.3)	59.7 ^d (3.9)	78.4 ^{de} (2.5)
Compómeros	94.7 ^{bc} (34)	9.2 ^c (1.9)	33.9 ^{bc} (9.4)	230.9 ^{ab} (35.3)	56.0 ^e (6.8)	74.9 ^e (5.6)
Compómeros <i>flowable</i>	89.1 ^{ab} (25.2)	4.2 ^a (1.1)	33.5 ^{bc} (8.3)	237.8 ^{ab} (42.4)	43.3 ^a (4.3)	64.4 ^e (4.1)
Compósitos <i>flowable</i>	99.8 ^{bc} (27.4)	4.4 ^a (1.6)	38.3 ^{cd} (10)	264.2 ^b (41.5)	48.4 ^b (6.5)	66.1 ^f (4.3)
Compósitos microparticulados	73.5 ^a (10.9)	3.8 ^a (0.8)	24.2 ^a (3.8)	246.9 ^{ab} (37.8)	42.7 ^a (3.0)	60.7 ^a (4.0)

Anexo 3 – Resistência à flexão (σ_f): Teste de múltiplas comparações *Bonferroni*.

Multiple Comparisons								
Dependent Variable				Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
							Lower Bound	Upper Bound
Flexão	Bonferroni	Admira	Gaenial	-22,97400	13,54872	1,000	-67,1209	21,1729
			Tetric	-8,62600	13,54872	1,000	-52,7729	35,5209
			Relyx	-10,87600	13,54872	1,000	-55,0229	33,2709
			Multilink	-57,00000*	13,54872	,005	-101,1469	-12,8531
		Gaenial	z100	-26,41400	13,54872	,945	-70,5609	17,7329
			Admira	22,97400	13,54872	1,000	-21,1729	67,1209
			Tetric	14,34800	13,54872	1,000	-29,7989	58,4949
			Relyx	12,09800	13,54872	1,000	-32,0489	56,2449
			Multilink	-34,02600	13,54872	,287	-78,1729	10,1209
			z100	-3,44000	13,54872	1,000	-47,5869	40,7069
		Tetric	Admira	8,62600	13,54872	1,000	-35,5209	52,7729
			Gaenial	-14,34800	13,54872	1,000	-58,4949	29,7989
			Relyx	-2,25000	13,54872	1,000	-46,3969	41,8969
			Multilink	-48,37400*	13,54872	,023	-92,5209	-4,2271
			z100	-17,78800	13,54872	1,000	-61,9349	26,3589
		Relyx	Admira	10,87600	13,54872	1,000	-33,2709	55,0229
			Gaenial	-12,09800	13,54872	1,000	-56,2449	32,0489
			Tetric	2,25000	13,54872	1,000	-41,8969	46,3969
			Multilink	-46,12400*	13,54872	,035	-90,2709	-1,9771
			z100	-15,53800	13,54872	1,000	-59,6849	28,6089
		Multilink	Admira	57,00000*	13,54872	,005	12,8531	101,1469
			Gaenial	34,02600	13,54872	,287	-10,1209	78,1729
			Tetric	48,37400*	13,54872	,023	4,2271	92,5209
			Relyx	46,12400*	13,54872	,035	1,9771	90,2709
			z100	30,58600	13,54872	,500	-13,5609	74,7329
		z100	Admira	26,41400	13,54872	,945	-17,7329	70,5609
			Gaenial	3,44000	13,54872	1,000	-40,7069	47,5869
			Tetric	17,78800	13,54872	1,000	-26,3589	61,9349
			Relyx	15,53800	13,54872	1,000	-28,6089	59,6849
			Multilink	-30,58600	13,54872	,500	-74,7329	13,5609

Anexo 4 – Módulo de elasticidade: Teste de múltiplas comparações *Games – Howell*.

Módulo de Elasticidade (E)							
Games- Howell	Admira	Gaenial	-1,18600	,77220	,663	-4,5070	2,1350
		Tetric	,35000	,50397	,976	-1,6220	2,3220
		Relyx	-,51400	,59690	,943	-2,9500	1,9220
		Multilink	-2,15600	,90196	,315	-6,1283	1,8163
		z100	-5,68400	1,44977	,085	-12,3547	,9867
	Gaenial	Admira	1,18600	,77220	,663	-2,1350	4,5070
		Tetric	1,53600	,85303	,522	-1,7623	4,8343
		Relyx	,67200	,91103	,971	-2,7284	4,0724
		Multilink	-,97000	1,13456	,947	-5,1455	3,2055
		z100	-4,49800	1,60484	,184	-10,8989	1,9029
	Tetric	Admira	-,35000	,50397	,976	-2,3220	1,6220
		Gaenial	-1,53600	,85303	,522	-4,8343	1,7623
		Relyx	-,86400	,69833	,808	-3,4443	1,7163
		Multilink	-2,50600	,97207	,236	-6,3921	1,3801
		z100	-6,03400	1,49439	,066	-12,5522	,4842
	Relyx	Admira	,51400	,59690	,943	-1,9220	2,9500
		Gaenial	-,67200	,91103	,971	-4,0724	2,7284
		Tetric	,86400	,69833	,808	-1,7163	3,4443
		Multilink	-1,64200	1,02334	,621	-5,5677	2,2837
		z100	-5,17000	1,52824	,111	-11,6190	1,2790
	Multilink	Admira	2,15600	,90196	,315	-1,8163	6,1283
		Gaenial	,97000	1,13456	,947	-3,2055	5,1455
		Tetric	2,50600	,97207	,236	-1,3801	6,3921
		Relyx	1,64200	1,02334	,621	-2,2837	5,5677
		z100	-3,52800	1,67116	,381	-9,9754	2,9194
	z100	Admira	5,68400	1,44977	,085	-,9867	12,3547
		Gaenial	4,49800	1,60484	,184	-1,9029	10,8989
		Tetric	6,03400	1,49439	,066	-,4842	12,5522
		Relyx	5,17000	1,52824	,111	-1,2790	11,6190
		Multilink	3,52800	1,67116	,381	-2,9194	9,9754